

ÜBER RUHE- UND BELASTUNGSMESSUNGEN
DES PERIPHEREN VENENTONUS
BEI HERZGESUNDEN UND HERZINSUFFIZIENTEN
MIT ZWEI VERSCHIEDENEN METHODEN

Kurt Nachreiner

1967

AUS DER I. MEDIZINISCHEN ABTEILUNG DES
STÄDTISCHEN KRANKENHAUSES MÜNCHEN-SCHWABING

Chefarzt: Prof. Dr. H. BEGEMANN

ÜBER RUHE- UND BELASTUNGSMESSUNGEN
DES PERIPHEREN VENENTONUS
BEI HERZGESUNDEN UND HERZINSUFFIZIENTEN
MIT ZWEI VERSCHIEDENEN METHODEN

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfasst und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Kurt Nachreiner
aus München

München 1967

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent:	Priv. -Doz. Dr. E. KÖNIG
Korreferent:	Prof. Dr. W. SEITZ
Dekan:	Prof. Dr. M. KIESE

Tag der mündlichen Prüfung: 20.6.1967



INHALT

A. EINLEITUNG

B. METHODIK

1. Theoretische Vorbemerkungen
2. Versuchsanordnung und Beschreibung der Methode
3. Messvorgang
4. Auswertung

C. UNTERSUCHUNGEN

1. Ruhemessungen
2. Belastungsuntersuchungen
 - a. qualitativ
 - b. quantitativ

D. ERGEBNISSE

1. Ruhemessungen
2. Belastungsmessungen
 - a. qualitative Ergebnisse
 - b. quantitative Ergebnisse

E. KRITIK DER METHODE

F. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

G. ZUSAMMENFASSUNG

ANHANG

Tabellen und Abbildungen

LITERATURVERZEICHNIS

MEINEN ELTERN
IN GROSSER DANKBARKEIT

A. EINLEITUNG

1840 wurde durch HENLE die glatte Muskulatur in der Venenwand entdeckt und von STILLING der Sympathicus als Vasomotorius, als ein Nerv beschrieben, der die "lebendige Zusammenziehung" der Gefäße verursacht (30). GOLTZ stellte 1863 (30, 31) in seinen klassischen Versuchen Beziehungen zwischen Gefäßtonus und Herzbewegung heraus. Er spricht vom Herzen als dem die Bewegung des Blutes erzeugenden und vom Tonus als dem die Bewegung ermöglichenden Element (31). Er entdeckt die Abhängigkeit des Venentonus vom Zentralnervensystem, beschreibt die Möglichkeit einer Volumenzunahme der Venen durch stärkere Blutfüllung und die Ergänzung der Blutbewegung nach starken Blutverlusten durch den Tonus der Gefäße. Seit diesen GOLTZschen Versuchen wurde eine Fülle peripherer, reflektorischer und zentralnervöser venomotorischer Reaktionen beobachtet, die durch zahlreiche Reize ausgelöst werden können, so durch Drucksenkung im Carotissinus, Überdruckatmung, CO₂-Atmung, Hypoxie, Pharmaka, thermische Veränderungen und vegetative Reize.

Die zentrale Bedeutung des Venentonus, also der durch die Gefäßmuskulatur hervorgerufenen Wandspannung der Venen, liegt im Mitwirken bei Regulationen im Niederdrucksystem nach der Definition von GAUER und HENRY (27). Während das arterielle System vorwiegend hämodynamische Aufgaben zu erfüllen hat, wird das Niederdrucksystem (Lungenkreislauf und gesamtes Venenbett) hauptsächlich durch seine Hämostatik bestimmt, dessen Funktion in der Abstimmung von Gesamtblutvolumen und Gefäßkapazität liegt. Ziel dieser Regelung ist die Aufrechterhaltung eines adäquaten intrathorakalen Blutvorrats für das linke Herz (25-28, 56).

Herzinsuffiziente zeigen meist ein erhöhtes Ruheblutvolumen, aber nur in einem Teil der Fälle einen erhöhten Ruhevenendruck. Andererseits wird angenommen, dass bei Herzinsuffizienz der Venentonus erhöht ist (60, 11, 41). Hier besteht eine Diskrepanz, weil bei erhöhtem Blutvolumen der Venendruck nur bei einer Abnahme des Venentonus gleich bleiben kann. Bei Belastung im Liegen steigt der Venendruck, das Blutvolumen nimmt jedoch ab (34-37). Die Befunde bei Belastung lassen sich am ehesten mit einer Zunahme des aktiven Venentonus erklären.

Untersuchungen von WOOD (58), nach denen eine Tonuszunahme während Tretarbeit bei dekompensierten, nicht aber bei kompensierten Herzinsuffizienten festzustellen ist, bestätigen diese Annahme. Allerdings konnten MERRIT und WEISSLER (45), PAGE und Mitarbeiter (48), sowie BE-

VEGARD und SHEPHERD (6) auch bei Suffizienten unter Tretarbeit eine Zunahme des Venentonus feststellen.

Ziel dieser Arbeit ist es, zur näheren Klärung dieses Problems erstens eine Methode zu entwickeln, die quantitative Tonusmessungen in Ruhe und während Tretarbeit gestattet, zweitens Ruhe- und Belastungstonusmessungen an Herzgesunden und Herzinsuffizienten durchzuführen.

B. M E T H O D E

I. THEORETISCHE VORBEMERKUNGEN

Das elastische Verhalten eines Rohres mit dehnbaren Wänden wird charakterisiert durch das Verhältnis einer bestimmten Druckzunahme zu einer bestimmten Volumenzunahme:

$$E' = \frac{\Delta p}{\Delta V} \quad [\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-5}]$$

Der Quotient E' drückt die Volumenelastizität aus.

Das gesamte Gefäßsystem kann als einheitlicher elastischer Behälter aufgefaßt werden (25). Denkt man sich diesen Behälter als eine Summe von Gefäßen, kann er in seiner Ganzheit als elastisches Rohr betrachtet werden. Nach dieser Annahme kann die obige Definition der Volumenelastizität auf das Gefäßsystem angewendet werden. Da nun das Niederdrucksystem 75-80 % des Gesamtblutvolumens enthält (25) und Venen wesentlich dehnbarer als Arterien sind (insbesondere bei Innendruck von 0-10 mm Hg) (52), kann bei der Bestimmung der venomotorischen Aktivität, also des Venentonus, der arterielle Volumenelastizitätsanteil des Gefäßsystems als konstant betrachtet und vernachlässigt werden. Der Elastizitätskoeffizient E' eines Gefäßgebietes stellt demnach ein Maß für den Tonus der Venen dieses Gebietes dar.

Aus der Gleichung $E' = \frac{\Delta p}{\Delta V}$ ist zu entnehmen, daß zur Bestimmung des Venentonus prinzipiell drei Möglichkeiten bestehen:

A) Δp und ΔV werden bestimmt. $E' = \frac{\Delta p}{\Delta V} \quad [\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-5}]$
quantitative Tonuserfassung.

B) $\Delta V = \text{const.}$ $E' = \frac{\Delta p}{k} = \Delta p \cdot \frac{1}{\text{const.}}$
 Δp wird kontinuierlich bestimmt.

C) $\Delta p = \text{const.}$ $E' = \frac{k}{\Delta V} = \text{const.} \cdot \frac{1}{\Delta V}$
 ΔV wird kontinuierlich bestimmt.

Das Verfahren nach B und C ergibt keinen exakten Wert von E' , da die konstante Größe nicht quantitativ bestimmt werden kann, bzw. bei den einzelnen Versuchspersonen keine vergleichbaren Versuchsbedingungen gewählt werden können. Es können also Tonusänderungen nur qualitativ bestimmt werden.

Bei sämtlichen Methoden zur Erfassung des aktiven Venentonus müssen die Versuchsanordnungen so gewählt werden, daß die Bedingungen einer der obigen Formeln A, B oder C erfüllt werden. Folgende Möglichkeiten zur Messung der Größen ΔV und Δp stehen zur Verfügung:

- I) Volumenänderungen eines Gefäßabschnittes können derzeit beim Menschen
- a) mit flüssigkeitsgefüllten Plethysmographen,
 - b) mit gasgefüllten Plethysmographen und
 - c) elektroplethysmographisch aufgezeichnet werden; Volumenänderungen des Gesamtkreislaufs durch
 - d) Entnahme definierter Volumina vom Gesamtblutvolumen bzw. Infundierung einer bestimmten Flüssigkeitsmenge bestimmt werden.
- II) Druckänderungen in einem Gefäßabschnitt können
- a) indirekt durch einen von außen her wirkenden, in seiner Größe definierten Druck erzeugt und bestimmt,
 - b) direkt nach MORITZ und TABORA gemessen werden.

Aus diesen Darlegungen ergeben sich die bisherigen und möglichen Methoden:

Quantitative Methoden

Stufenweise Druckerhöhung in einer Staumanschette an Extremitätenabschnitten bewirkt eine Zunahme des Volumens dieses Extremitätenabschnittes. Die Volumenänderung wird entweder mit Hilfe flüssigkeitsgefüllter Plethysmographen (Methoden von FREEMAN, CAPPS, WOOD und ECKSTEIN, BURCH) oder mit Hilfe luftgefüllter Plethysmographen (Methode von BARBEY) bestimmt. Der angelegte Staudruck wird dem intravasalen Druck gleichgesetzt. Diese Methoden lassen zwar quantitative Aussagen über den Venentonus zu, unter der Voraussetzung, daß die venomotorische Aktivität über einen längeren Zeitraum konstant bleibt. Für Belastungsversuche sind diese Verfahren weniger geeignet, zudem erlauben sie keine exakten Aussagen über das elastische Verhalten eines Gefäßgebietes, da ein lückenloses Druck-Volumen-Diagramm nicht erzielt wird.

Eine exakte Bestimmung der venomotorischen Aktivität wird mit der Methode von SCHEPPOKAT, THRON und GAUER erreicht. Sie besteht in einer kontinuierlichen Druck-Volumenaufzeichnung mit Hilfe eines wassergefüllten Plethysmographen und der fortlaufenden Druckbestimmung in einer Vene im gleichen Gefäßgebiet während einer akuten Stauung. Ein Volumen- und Druckanstieg wird durch plötzliches Stauen unter den diastolischen Druck hervorgerufen.

Zur Tonusbestimmung des gesamten Niederdrucksystems wird eine definierte Flüssigkeitsmenge in den Gesamtkreislauf infundiert bzw. entnommen und die Druckerhöhung bzw. -erniedrigung direkt bestimmt. Auf diese Weise kann auf den Venentonus geschlossen werden (ALEXANDER, GAUER und SIEKER, PABST).

Qualitative Methoden

In einem vom Gesamtkreislauf völlig isolierten Gefäß bzw. Gefäßabschnitt ist das Volumen konstant. Intravasale Druckänderungen können als Tonusänderungen aufgefaßt werden.

Dieses Prinzip findet Anwendung bei der Venensegmentmethode nach BURCH und MURTADHA, DUGGAN u. a., und der Verschlusstonographie nach SCHEPPOKAT, THRON und GAUER bzw. WITZLEB et al.

In Tabelle I sind die methodischen Möglichkeiten zusammengefaßt. Es ergibt sich, daß zur exakten quantitativen Venentonusbestimmung drei Methoden zur Verfügung stehen, nämlich

- 1) die Methode nach SCHEPPOKAT, THRON und GAUER (wassergefüllter Plethysmograph),
- 2) die Kombination: Plethysmographie mit einem luftgefüllten Plethysmographen und eine kontinuierliche Venendruckschreibung,
- 3) die Kombination: Plethysmographie mit einem Elektroplethysmographen und kontinuierliche Venendruckschreibung.

Die Methode von SCHEPPOKAT, THRON und GAUER kommt für Belastungsversuche wegen der Störanfälligkeit wassergefüllter Plethysmographen und der relativ aufwendigen Apparatur weniger in Betracht. Die Kombination 3 wäre wahrscheinlich für Belastungsversuche brauchbar, bietet jedoch noch Probleme hinsichtlich der Eichung und Konstanthaltung einer Nulllinie des Elektroplethysmographen. Für Belastungsversuche bietet sich wegen der geringen Störanfälligkeit und der Einfachheit der Versuchsdurchführung für eine quantitative Tonusbestimmung Messungen mit einem luftgefüllten Plethysmographen - kontinuierliche Venendruckschreibung an.

2. VERSUCHSANORDNUNG UND BESCHREIBUNG DER METHODE

Folgende Versuchsanordnung wurde von uns angewendet (s. Abb. 1):

Der aktive Venentonus soll an einem Unterarmsegment bestimmt werden. Um die Bedingungen der Formel für den Elastizitätskoeffizienten

$$E' = \frac{\text{Änderung des Drucks}}{\text{Änderung des Volumens}}$$
 zu erfüllen, müssen die Versuchsbedingungen so gewählt werden, daß der Druck in einer Vene des untersuchten Gefäßgebietes und das Volumen des erfaßten Gefäßgebietes fortlaufend registriert werden können und eine Änderung von Druck und Volumen in diesem Gefäßgebiet erzeugt werden kann.

1) Druckmessung

Der Venendruck wird direkt durch Punktion der Vena mediana cubiti abgenommen und über einen ca. 5 cm langen Kunststoffschlauch mit

einem Statham-strain-gauge-Element (PD 23 Db) verbunden. Über einen Träger-Frequenz-Meßverstärker der Firma Hellige wird der Druck auf einen Sechsfachschreiber der Firma Schwarzer aufgezeichnet. Das Statham-Element befindet sich in Höhe der Einstichstelle der Kanüle. Das System ist luftfrei mit heparinhaltiger physiologischer Kochsalzlösung gefüllt und steht über einen Dreiwegehahn mit einer Rekordspritze in Verbindung, die ebenfalls mit physiologischer, heparinhaltiger Kochsalzlösung gefüllt ist.

2) Volumenmessung

Die Volumenbestimmung eines Extremitätenabschnittes mittels luftgefüllter Manschetten ist schon länger bekannt und wird in der Gefäßoszillographie (10) und Durchblutungsbestimmung nach HEWLETT und ZWALUWENBURG (8) praktisch angewendet. BARBEY hat einen verbesserten luftgefüllten Plethysmographen angegeben, der sich zur Registrierung von Volumenschwankungen am Unterschenkel gut eignet (4).

Für unsere Volumenmessungen am Unterarm wird eine luftgefüllte, 10 cm breite Gummimanschette verwendet, die mit Stoffgewebe überzogen ist und dicht distal der Venenpunktionsstelle dem Unterarm anliegt. Der Ausgangsfüllungsdruck beträgt 5-10 mm Hg, um ein gleichmäßiges Anliegen der Manschette auf der Haut zu erreichen. Volumenänderungen rufen in der Manschette eine Druckänderung hervor. Diese Druckänderungen werden über einen weitlumigen, kurzen Gummischlauch auf ein mit Wasser gefülltes Statham-strain-gauge-Element übertragen. Die Registrierung erfolgt über einen Träger-Frequenz-Meßverstärker der Firma Hellige auf einem Sechsfachschreiber der Firma Schwarzer. Zur Eichung des Systems dient eine luftdichte 5 ccm-Rekordspritze. Eine Volumenänderung des Unterarmsegments bewirkt also eine Druckänderung in der Manschette, die registriert werden kann. Um das Gesamtvolumen des erfaßten Unterarmsegments zu bestimmen, wird das Segment als Kegelstumpf betrachtet und durch Umfangmessungen nach der Kegelstumpfgleichung errechnet. Das Volumen eines Kegelstumpfes mit einer Deckfläche parallel zur Grundfläche beträgt:

$$V = \frac{\pi \cdot h}{3} (r_1^2 + r_1 r_2 + r_2^2)$$

$$= 1,047 h (r_1^2 + r_1 r_2 + r_2^2)$$

r_1 und r_2 können aus dem Umfang nach der Kreisgleichung bestimmt werden:

$$U = 2 r \cdot \pi \quad r = \frac{U}{2\pi} = \frac{U}{6,283}$$

Die Höhe h stellt die Manschettenbreite von 10 cm dar.

Das Unterarmsegmentvolumen beträgt demnach

$$V = 10,47 \left[\left(\frac{U_1}{6,283} \right)^2 + \frac{U_1 \cdot U_2}{6,283^2} + \left(\frac{U_2}{6,283} \right)^2 \right] \quad [\text{cm}^3]$$

V = Volumen in cm^3

U = Umfang des Unterarms in cm

Die gleichzeitige Änderung von Druck und Volumen des erfaßten Unterarmsegments wird durch eine Staumanschette erreicht, die dicht proximal des Ellenbogens dem Oberarm anliegt. Die Manschette steht über einen Dreiwegehahn mit einem Druckreservoir aus Kunststoff mit einem Quecksilbermanometer in Verbindung. Das Druckreservoir wird aus einer Sauerstoffbombe gespeist. Diese Anordnung gestattet es, einen plötzlichen definierten Druck in der Manschette zu erzeugen und wieder abzulassen.

Der periphere Venendruck des anderen Arms kann in der üblichen Weise mittels eines weiteren Druckelementes, das sich in einer Höhe von 4-6 cm unterhalb des Sternums befindet, mitgeschrieben werden.

3. Meßvorgang

Die Patienten werden im Liegen untersucht. Der linke Arm wird ca. 15 cm über Herzhöhe gelagert. Probeweise wurden auch einige Versuche mit horizontal gelagertem Arm durchgeführt. Diese Lagerung des Arms hat sich bei Belastungsversuchen weniger bewährt, da ein Ansteigen des Drucks in der Vene das Meßergebnis beeinflussen kann.

Der Ellenbogen und die Hand werden fest unterstützt, so daß die Volumenmanschette frei von äußeren Druckeinwirkungen ist. Tretarbeit, deren Stärke auf einen bestimmten Wert eingestellt wird, kann vom Probanden in der gleichen liegenden Lage an einem Fahrradergometer geleistet werden. Die Raumtemperatur beträgt 20-24 Grad Celsius und ist während eines Versuches annähernd konstant.

Quantitatives Verfahren

Die Bestimmung des aktiven Venentonus geschieht in folgender Weise:

- 1) nach Messen des Armmumfangs des zu erfassenden Armsegments wird die Versuchsanordnung in oben beschriebener Weise aufgebaut und das System geeicht.
- 2) Die Staumanschette wird mit einem Druck von einigen mm Hg gefüllt. Dieser Vorstau bewirkt einmal, daß sich die kollabierten Venen (hochgelagerter Arm!) leicht füllen, zum anderen herrschen in den Gebieten der Venenpunktion und der Volumenmessung gleiche hämostatische Verhältnisse.
- 3) Aus dem Druckreservoir, das unter einem definierten Druck unterhalb des diastolischen Drucks steht, wird die Staumanschette gefüllt.

Der Staudruck bewirkt ein Ansteigen des Drucks in der Vene und eine Zunahme des Volumens im Unterarm, deren Verlauf registriert wird. Der Druck in der Vene steigt zunächst langsamer an als das Volumen, erreicht dann die Höhe des wirksamen Staudrucks und bildet hier ein Plateau aus (Abb. 2). Das Volumen steigt stetig an und erreicht später als der Druck in der Vene ein Plateau. Bei langsamem Ablassen der Stauung ergeben sich analoge Verhältnisse. Haben der Druck in der Vene und das Volumen wieder ihren Ausgangswert erreicht, kann ein neuer Stauversuch in eben beschriebener Weise ausgeführt werden. Der gleiche Vorgang erfolgt wiederholt während Tretarbeit und während der Erholungsphase. Die Druck- und Volumenaufzeichnung wird aus technischen Gründen in Mitteldruckschreibung durchgeführt, nachdem Vorversuche eine Identität der Druck-Volumen-Diagramme bei Normaldruck- und Mitteldruckaufzeichnung gezeigt haben. Unter Mitteldruckschreibweise ist die Aufzeichnung des integrierten Drucks (Ausgleich der respiratorischen und pulsatorischen Druckschwankungen) zu verstehen (Abb. 4, s. a. Kritik der Methode).

Qualitative Verfahren

Zwanglos ergeben sich aus der Versuchsanordnung zwei Möglichkeiten zur qualitativen Registrierung von Venentonusänderungen: Konstanthaltung des Volumens bzw. des Druckes bei gleichzeitiger fortlaufender Registrierung der korrespondierenden Größe, also des Druckes in der Vene bzw. des Volumens.

- a) Tonusregistrierung bei konstantem Volumen (Verschlußtonographie, Abb. 10 und 11). Bei gleicher Versuchsanordnung wird der Druck in der Staumanschette schlagartig auf 300 mm Hg erhöht. Dadurch wird der arterielle Zustrom zum Unterarm unterbunden und das Volumen konstant gehalten. Zunächst steigt der Druck in der Vene stark an, sinkt jedoch nach Erreichen eines Gipfelwertes stetig und erreicht ein neues Ausgangsniveau. Nach diesem Ausgleich des arteriellen und venösen Druckes und der Umstellungsreaktion erfolgt die Registrierung des Venentonus als Änderung des Drucks in der Vene. Eine Druckzunahme in der Vene ist mit einer Tonuszunahme gleichzusetzen. Diese Methode wurde von SCHEPPOKAT, THRON und GAUER (52) sowie von WITZLEB u. Mitarb. (57) als Verschlußtonographie beschrieben.
- b) Tonusregistrierung bei konstantem Druck in der Vene (Abb. 9). Die Änderung des fortlaufend registrierten Volumens ist als qualitative Änderung des Venentonus anzusehen. Bei gleicher Versuchsanordnung wird der Druck in der Staumanschette unterhalb des diastolischen Blutdrucks auf einen konstanten Wert eingestellt. Analog den Versuchen von SCHEPPOKAT, THRON und GAUER (52) steigt das Volumen des Unterarms anfänglich an und erreicht ein neues Ausgangsniveau. Eine Volumenabnahme ist mit einer Tonuserhöhung

gleichzusetzen. Diese Variante der qualitativen Tonusaufzeichnung bietet u. E. bessere Vergleichsmöglichkeiten als die Verschlusstonographie, da der konstante Staudruck auf einen bestimmten Wert eingestellt wird und die Volumenänderungen standardisiert (absolute Volumenänderung von 100 ccm Gewebe) werden können. Die Verschlusstonographie arbeitet jedoch mit einem nicht zu definierenden Füllungszustand der Gefäße. Allerdings entstehen bei obiger Anordnung der qualitativen Tonusregistrierung durch die längere Stauung unter den diastolischen Druck artifizielle Volumenverschiebungen des Unterarms (s. a. Kritik der Methode).

4. Auswertung der Staukurven

Die Auswertung der Staukurven erfolgt in Anlehnung an die Arbeit von SCHEPPOKAT, THRON und GAUER (52).

1) Druck-Volumen-Diagramm.

Durch punktweise Übertragung von korrespondierenden Werten des Drucks in der Vene und des Volumens aus der Originalkurve in ein Koordinatensystem erhält man ein Druck-Volumen-Diagramm. Dabei wird auf der Abszisse der Druck in mm Hg, auf der Ordinate das Volumen in ccm bzw. ccm/100 ccm Armgewebe aufgetragen. Das Volumen pro 100 ccm Armgewebe erhält man, indem das gemessene Volumen (Wert in ccm aus dem jeweiligen Kurvenpunkt) durch den hundertsten Teil des errechneten Armsegments teilt, z. B.: Der Kurvenpunkt P (Abb. 3) entspricht 10 mm Hg Druck in der Vene (1 mm = 1 mm Hg, ersichtlich aus der Eichung). Der Kurvenpunkt P' entspricht 2,2 ccm Volumen (1 mm = 0,2 ccm, ersichtlich aus der Eichung). Das erfaßte Armsegmentvolumen beträgt 350 ccm (errechnet aus dem Unterarmumfang nach der Kegelstumpfgleichung). Das Volumen pro 100 ccm Armgewebe ist demnach bei dem korrespondierenden Venendruckwert von 10 mm Hg:

$$\frac{2,2}{V/100} = \frac{2,2}{350/100} = 0,63 \text{ ccm}$$

Nach Auftragen dieser Volumenwerte für jeweilige Druckwerte in der Vene des auf- und absteigenden Schenkels der Staukurve in das Koordinatensystem erhält man einen Kurvenverlauf in Form einer Hysteresisschleife (z. B. Abb. 4). Aus der Abbildung kann gesehen werden, daß bei niedrigen Staudrücken in den Venen das Volumen in stärkerem Maße zunimmt als bei höheren Werten. Die Größe des Venentonus kann an der Steilheit des Kurvenverlaufs abgeschätzt werden. Eine Druck-Volumen-Kurve mit steilem Anstieg und hohem Endwert stellt einen niedrigeren Venentonuswert dar als eine flache Kurve mit niedrigem Endwert (z. B. Abb. 7 A, B).

2) Quantitative, rechnerische Bestimmung des Venentonus.

Um exakte Vergleichswerte der venomotorischen Aktivität und absolute Zahlen zu erhalten, ist die rechnerische Auswertung der Elastizitätskoeffizienten aus den Stauversuchen notwendig. Die Konstriktion der Armvenen wird hauptsächlich durch den Elastizitätskoeffizienten in einem niedrigen Druckbereich in der Vene charakterisiert (52). Unter dieser Voraussetzung erweist es sich als zweckmässig, den Elastizitätskoeffizienten bei einem Druck in der Vene von 10 mm Hg am aufsteigenden Schenkel eines Stauversuchs zu errechnen. Der Wert ist als repräsentativ für den aktiven Venentonus im durchströmten Gefäßbett anzusehen. Die Berechnung erfolgt nach der Formel

$$E'_{10} = \frac{\Delta p}{V/100 \text{ ccm Armgewebe}}$$

Sie wird an einem Beispiel erläutert (Abb. 2):

Aus der Originalkurve eines Stauversuchs wird der Druck in der Vene $p = 10 \text{ mm Hg}$ bestimmt (Punkt P). Damit ist der Elastizitätskoeffizient bei einem Wert von 10 mm Hg festgelegt (E'_{10}). In der Formel bedeutet Δp eine kleine Druckdifferenz oder Druckänderung. Man geht nun so vor, daß man von dem Punkt P auf der Originalkurve Punkte X und Y bestimmt, deren Druckunterschiede in Bezug zu P gleich sind. Zweckmäßigerweise wählt man immer den gleichen Wert Δp , in unserem Beispiel entspricht der Punkt X 6 mm Hg, der Punkt Y 14 mm Hg. Die Druckdifferenz PX und PY beträgt jeweils 4 mm Hg, der Mittelwert XY (6 mm Hg + 14 mm Hg) entspricht wieder dem Wert P (10 mm Hg),

Δp beträgt also $Y - X = 8 \text{ mm Hg}$. Sucht man zu Δp das korrespondierende ΔV , so zieht man Senkrechte durch X und Y und erhält auf der Volumenkurve die Punkte X' und Y'. Der Höhenunterschied X'Y' beträgt in dem Beispiel 6 mm, das entspricht nach der Eichung 1,5 ccm. Die Volumenänderung ΔV beträgt demnach 1,5 ccm. Aus den Armmumfangmessungen ist das erfaßte Gesamtvolumen bekannt und beträgt in unserem Fall 370 ccm. Um die Volumenänderung zu standardisieren, wird ΔV für 100 ccm Gewebe angegeben, es muß folglich $\Delta V = 1,5 \text{ ccm}$ durch den hundertsten Teil des erfaßten Gesamtvolumens (370/100) geteilt werden. Es ist also:

$\Delta p = 8 \text{ mm Hg}$, $\Delta V/100 \text{ ccm Arm} = 0,4 \text{ ccm}$.

Die Druckänderung Δp in mm Hg wird in die Formel in der Dimension $\text{dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$ eingesetzt und ist entsprechend umzurechnen:

$1 \text{ mm Hg} = 1333,22387 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$ $1,333 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$

$8 \text{ mm Hg} = 10,664 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-2}$

In die Formel eingesetzt, ergibt sich der Elastizitätskoeffizient bei einem Druck von 10 mm Hg.

$E'_{10} = 26,7 \cdot 10^3 \text{ (dyn} \cdot \text{cm}^{-2}/\text{cm}^3 = \text{dyn} \cdot \text{cm}^{-5})$

Da bei einem Stauversuch die gleichen Verhältnisse wie bei der Ver-

schlußplethysmographie herrschen (schlagartige Stauung unter den diastolischen Druck), ist der Stauversuch auch zur Errechnung der jeweiligen mittleren Durchblutung geeignet. Will man z.B. die mittlere Durchblutung bei der Venendruckstufe P ($p = 10$ mm Hg) bestimmen (Abb. 3), so sucht man zu P benachbarte Punkte X und Y, die zu P eine gleiche Druckdifferenz aufweisen. Durch Projektion der Punkte X und Y auf die Volumenkurve erhält man X' und Y', die miteinander verbunden eine Gerade ergeben, die durch P' verläuft. Das der Differenz X'Y' entsprechende $\Delta V/100$ ccm Armgewebe wird nach obiger Weise errechnet (im Beispiel 0,6 ccm). Die der Strecke X'Y' entsprechende Zeit wird aus der Kurve in Sekunden abgelesen (im Beispiel 6 sec). Die Steilheit der Geraden X'Y' stellt ein Maß für die mittlere Durchblutung dar:

$$i = \frac{\Delta V}{\Delta t} \quad [\text{ccm}/100 \text{ ccm min}]$$

Beispiel: $i_{10} = \frac{0,6 \cdot 60}{6} = 6 \text{ ccm}/100 \text{ ccm min}$

Die mittlere Durchblutung bei einem Venendruck von 10 mm Hg beträgt in diesem Beispiel der Abb. 3 6 ccm/100 ccm min.

Beispiele zur Demonstration der Methode

a) Venentonusänderung beim Valsalvaschen Versuch.

Es ist bekannt, daß der Venentonus beim Valsalva kurzzeitig stark ansteigt (24). Dieses Verhalten soll mit unserer Methode festgestellt werden. Vorgehen: (Abb. 7 A, B, C) eine Ruhestaukurve wird geschrieben. Nach Erreichen der Ausgangswerte von Druck und Volumen wird der Proband aufgefordert, den Valsalvaversuch durchzuführen. Noch während dieses Versuchs wird ein Stauversuch vorgenommen. Weitere Staukurven werden nach Beendigung des Versuchs geschrieben. Ergebnis: der Venentonus zeigt ein deutliches Ansteigen.

b) Venentonusänderung bei Kälteapplikation.

Der Tonus steigt bei Kälte an (55). Vorgehen: (Abb. 8 A, B) zunächst wird ein Stauversuch bei einer Ausgangstemperatur von 24 Grad Celsius durchgeführt. Nach Beträufeln eines um die linke Hand gewickelten Gazetuches mit Äther werden weitere Stauversuche angeschlossen. Ergebnis: der Venentonus steigt an.

Diese Versuche sollen die grundsätzliche Brauchbarkeit unserer Methode demonstrieren.

C. U N T E R S U C H U N G E N

Die Untersuchungen wurden an herzgesunden Personen und Patienten mit Herzinsuffizienz verschiedener Genese durchgeführt. In die Gruppe der Suffizienten wurden solche Personen eingereiht, die herzgesund waren und die klinisch keine Anzeichen für das Vorliegen einer Herzinsuffizienz zeigten und deren Belastungsvenendruck (34, 35, 36) einen normalen Verlauf aufwies. Kriterien für das Vorliegen einer Herzinsuffizienz waren bei einer positiven kardiologischen Anamnese Untersuchungsbefunde, die auf eine Herzinsuffizienz hinwiesen wie Oedeme, Lebervergrößerung, Nykturie, Cyanose, Dyspnoe; ferner wurden zur Beurteilung der Auskultations- sowie der EKG-Befunde die röntgenologische Herzgrößenbestimmung herangezogen. Ausschlaggebend war schließlich das Vorliegen eines pathologischen Belastungsvenendruckes (35, 36). (Ist die Druckerhöhung über den Ruhewert in der Vene 30 sec nach Belastungsende höher als 15 mm Wassersäule, so liegt mit großer Wahrscheinlichkeit eine Rechtsinsuffizienz vor (34, 35, 36)). Die Versuchspersonen befanden sich aus äußeren, organisatorischen Gründen nicht unter Grundumsatzbedingungen, jedoch erfolgten die Versuche jeweils zur gleichen Tageszeit (Versuchsdauer von ca. 15 bis 17 Uhr). Besonderer Wert wurde auf absolute Ruhe und gleichmäßige Temperatur (20-24 Grad Celsius) im Versuchsraum gelegt. Dem Patienten wurde der Vorgang erklärt.

I. RUHEMESSUNGEN

Bei den quantitativen Ruhetonusmessungen wurden 12 herzgesunde (im Alter von 17 bis 65 Jahren) und 12 herzsuffiziente Personen (im Alter von 54 bis 83 Jahren) untersucht (s.a. Tab. II). Mit den Messungen wurde erst nach einer ca. halbstündigen Ruhelage der Patienten begonnen.

II. BELASTUNGSUNTERSUCHUNGEN

Die qualitativen Belastungstonusuntersuchungen mit der Verschluss-tonographie wurden an 8 herzgesunden und 10 herzsuffizienten Personen durchgeführt. Die Belastung war der subjektiven Leistungsfähigkeit der einzelnen Versuchspersonen angepaßt. Die Belastungsstärke und Belastungsdauer war daher unterschiedlich und schwankte zwischen 15 und 75 Watt bzw. zwischen 2 min 20 sec und 4 min 30 sec

(s. a. Tab. 3 und 4).

Die quantitativen Belastungsuntersuchungen wurden an 7 Suffizienten (im Alter von 23 bis 54 Jahren) und 10 Herzinsuffizienten (im Alter von 47 bis 76 Jahren) durchgeführt (s. a. Tab. 5, 6). Unter den Insuffizienten muß der Patient Vers. Nr. C 20, Hof, gesondert getrachtet werden, da bei ihm nur eine Belastungsinsuffizienz vorlag. Klinisch konnte nicht auf eine Herzinsuffizienz geschlossen werden; der Belastungsvenendruck war jedoch mit dem Halbminutenwert (34) im Sinne einer Rechtsinsuffizienz erhöht. Es bestand daneben die Verdachtsdiagnose einer latenten Nebennierenrindeninsuffizienz.

Der Venentonus wurde in Ruhe, während Tretarbeit und in der Erholungsphase gemessen. Die Belastung durch Tretarbeit war bei den quantitativen Messungen standardisiert und betrug für Suffiziente und für Insuffiziente gleichermaßen 25 Watt, 4 min.

D. E R G E B N I S S E

I. RUHEMESSUNGEN

Der Vergleich des Verlaufs und Anstiegs der Druck-Volumen-Diagramme von Herzgesunden und Herzinsuffizienten zeigt bei den Ruhemessungen keinen wesentlichen Unterschied (vgl. Abb. 12 S₁ und Abb. 14 J₁). Der Elastizitätskoeffizient des aufsteigenden Schenkels eines Stauversuchs beträgt im Durchschnitt bei den 12 Suffizienten (in 89 ausgewerteten einzelnen Stauversuchen) $E'_{10} = 24,62 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$ bei einer Raumtemperatur von 21-24 Grad Celsius. Die Standardabweichung beträgt $\pm 8,3 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$. Die Extremwerte lagen bei $12,1 \cdot 10^3$ und $34,6 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$. Der Mittelwert des (aufsteigenden) Elastizitätskoeffizienten von 12 Insuffizienten beträgt (in 96 ausgewerteten Einzelmessungen) $E'_{10} = 26,53 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$ bei einer Raumtemperatur von 20-24 Grad Celsius mit einer mittleren Standardabweichung von $\pm 7,3 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$. Die Extremwerte liegen bei $15,9 \cdot 10^3$ und $37,3 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$. Der aktive Venentonus scheint in Ruhe bei Herzinsuffizienten gegenüber dem Ruhevenentonus bei Herzgesunden nicht oder nur ganz leicht erhöht zu sein (s. Tab. 2). Einschränkungen der Aussage ergeben sich insofern, als die Raumtemperatur bei den einzelnen Versuchen zwischen 20 und 24 Grad Celsius schwankte, außerdem sind Personen mit verschiedenem Insuffizienzgrad in ihrem Ruhetonus nicht ohne weiteres streng zu vergleichen.

Die Messungen der einzelnen Stauversuche am gleichen Patienten schwanken um einen Betrag von ca. $\pm 5 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$. Diese Abweichungen des Ruhemittelwerts dürften durch psychische Reize verursacht sein, da sie besonders bei vegetativ labilen Personen auftreten.

II. BELASTUNGSMESSUNGEN

a) Messungen mit der Verschluss-tonographie

Um die qualitativen Tonusaufzeichnungen, die mit der Verschluss-tonographie gewonnen wurden, besser miteinander vergleichen zu können, werden einzelne Punkte der Belastungskurve herausgegriffen (Abb. 10, II):

- I) Die Steilanstiegszeit ■ Zeitdauer (Zeit in sec) des ersten steilen Anstiegs der Belastungskurve nach Belastungsbeginn bis eine Steigungsänderung eintritt.
- II) Die Steilhöhe ■ Druckänderung in mm Hg am Ende der Steilanstiegszeit.

- III) Die Endhöhe = Druckänderung in mm Hg am Ende der Belastung.
 IV) Die Normalisierungszeit = Zeit in sec vom Belastungsende bis zum Erreichen des Ausgangsniveaus.

Hierzu sei bemerkt, daß die Steilhöhen und Endhöhen der einzelnen Versuchspersonen nicht quantitativ miteinander verglichen werden können, d.h. nicht auf einen höheren oder niedrigeren Venentonus geschlossen werden kann. Jedoch ist ein Vergleich dieser beiden Größen als Tonusmaß erlaubt, wenn sie in ein und demselben Belastungsversuch gemessen werden. Beträgt z. B. bei einem Belastungsversuch die Steilhöhe 10 mm Hg und die Endhöhe 8 mm Hg, so kann vergleichend gesagt werden, daß der aktive Venentonus bei Belastungsende einen niedrigeren Wert als zum Zeitpunkt der Steilhöhe aufweist. Somit kann im Vergleich der Größen Steilhöhe und Endhöhe der qualitative Tonusverlauf bestimmt werden. Vom Punkt der Steilhöhe aus betrachtet im Hinblick auf die Endhöhe wird demnach der Verlauf des Venentonus fallend, steigend oder gleichbleibend sein. Auf eine absolute Größe des Venentonus kann nicht geschlossen werden. Andererseits sind die Steilanstiegszeiten und die Normalisierungszeiten der einzelnen Versuche als Absolutwerte miteinander quantitativ vergleichbar.

Die Abb. 10 zeigt den typischen Tonusverlauf eines Herzgesunden unter Belastung. Bei Belastungsbeginn steigt der Tonus steil an, erreicht einen Höchstwert und zeigt noch während der Belastung einen kontinuierlichen Abfall, der bis zum Belastungsende anhält. Dieses Verhalten des Venentonus ist bei sämtlichen mit der Verschußtonographie untersuchten Herzgesunden zu beobachten.

Aus Abb. 11 ist dagegen der Tonusverlauf eines Herzinsuffizienten ersichtlich. Bei Belastungsbeginn kommt es ebenfalls zu einem Tonusanstieg, der jedoch nicht so steil wie bei Suffizienten erfolgt. Nach Erreichen der Steilhöhe erfolgt ein weiteres stetiges Ansteigen des Tonus bis zum Belastungsende. Dieser Tonusverlauf ist bei 7 von 10 mit der Verschußtonographie untersuchten herzinsuffizienten Patienten zu beobachten.

Nach Belastungsende erfolgt in der Regel bei Suffizienten ein rascher Tonusabfall. Der Ausgangstonus wird relativ schnell erreicht. Demgegenüber zeigen Insuffiziente meist einen protrahierten Abfall nach Belastungsende.

Eine nochmalige kurzfristige Tonuserhöhung unmittelbar nach Belastungsende, wie sie häufig beobachtet wird, dürfte auf das plötzliche Ablegen der Beine von den Pedalen oder auf psychische Faktoren zurückzuführen sein.

Der periphere Venendruck, der in der üblichen Weise am anderen Arm abgenommen und mitgeschrieben wurde, zeigt das für Suffiziente und Insuffiziente übliche Verhalten (34,36). Die Ergebnisse sind in Tab. 3 und 4 zusammengefaßt.

b) Messungen mit der quantitativen Methode

Vor, während und nach Belastung (25 Watt, 4 min) wurden zu verschiedenen Zeitpunkten Stauversuche vorgenommen. In den daraus gewonnenen Druck-Volumen-Diagrammen wie auch in den jeweils rechnerisch bestimmten Elastizitätskoeffizienten zeigt sich ein deutlich unterschiedliches Verhalten der Herzgesunden gegenüber den Insuffizienten.

Abb. 12 $S_1 - S_8$ zeigt die Staukurven eines Herzgesunden, die in Ruhe und in verschiedenen Phasen während der Belastung und Erholung erhalten wurden. Die aus den Staukurven gewonnenen Druck-Volumen-Diagramme sind ebenfalls in der Abbildung erhalten. Vergleicht man die Ruhestaukurve (S_1) mit der Staukurve, die ca. 40 sec nach Belastungsbeginn geschrieben wurde (S_2), so fällt bei fast gleicher Steilheit der Druckkurve ein wesentlich flacherer Anstieg der Volumenkurve auf. Dieses Verhalten wird noch deutlicher in den Druck-Volumen-Diagrammen. Das Druck-Volumen-Diagramm in Ruhe (S_1) zeigt einen wesentlich steileren Verlauf als das Druck-Volumen-Diagramm kurz nach Belastungsbeginn (S_2). In der nächsten Staukurve und dem nächsten Druck-Volumen-Diagramm (S_3), die das Verhalten von Druck und Volumen ca. 1 1/2 min nach Belastungsbeginn wiedergeben, ist ein noch flacherer Anstieg des Volumens im Vergleich zu den vorhergehenden Phasen (S_1 und S_2) zu beobachten. Im Druck-Volumen-Diagramm S_4 (ca. 3 min nach Belastungsbeginn) ist jedoch wieder ein steilerer Anstieg des Volumens im Vergleich zu S_3 zu erkennen. Die Staukurve S_5 (4 min nach Belastungsbeginn) zeigt im Vergleich zu S_4 , S_3 und S_2 eine noch größere Steilheit des Druck-Volumen-Diagramms, ist jedoch flacher im Vergleich zum Ruhe-Druck-Volumen-Diagramm S_1 . Bei Belastungsende ist in der Staukurve eine sprunghafte Volumenerhöhung bei gleichbleibendem Druck zu beobachten. In den Erholungsphasen ($S_6 - S_8$) erreicht das Druck-Volumen-Diagramm allmählich wieder den Verlauf wie in der Ruhephase (S_1). Zusammenfassend läßt sich sagen: das Druck-Volumen-Diagramm von Suffizienten ist am Anfang der Belastung bei allen Versuchspersonen flacher als in Ruhe und richtet sich dann bis zum Ende der Belastung allmählich wieder auf, ohne aber bei Belastungsende schon wieder die Ausgangsform erreicht zu haben. Aus der Steilheit der Druck-Volumen-Diagramme läßt sich die Tonushöhe abschätzen. Ein steiler Verlauf des Druck-Volumen-Diagramms bedeutet einen niedrigeren Venentonus als ein flacherer Verlauf des Druck-Volumen-Diagramms. Eine exakte Bestimmung des Venentonus ist allerdings nur durch rechnerische Bestimmung des Elastizitätskoeffizienten E'_{10} der Staukurven möglich. Trägt man die aus den Staukurven $S_1 - S_8$ der Abb. 12 errechneten E' -Werte in ein Koordinatensystem ein und verbindet die Punkte miteinander (Abb. 13), so erhält man den quantitativen Tonusverlauf während der Belastung und Erholung in Form einer Kurve. Die E' -Werte der aufsteigenden Schenkel der einzelnen Stauversuche erreichen kurz nach Belastungsbeginn einen Gipfelwert und fallen dann

bis zum Belastungsende stetig ab. Der Ruhewert (im Mittel $E' = 25,36 \cdot 10^3$) wird bei Belastungsende (Mittelwert $E' = 44,0 \cdot 10^3$) jedoch nicht erreicht. Der höchste Wert wird im Durchschnitt 56,2 sec nach Belastungsbeginn erreicht. Dieses Verhalten zeigt sich bei allen untersuchten herzgesunden Probanden (Tab. 5, Abb. 16, 17). Der Tonusverlauf zeigt also bei den Herzgesunden ein typisches Verhalten; nach Belastungsbeginn steigt der aktive Venentonus steil an, fällt aber noch während der Belastung kontinuierlich bis zum Belastungsende ab. Nach Beendigung der Belastung erreicht der Venentonus rasch seinen Ruhewert. Aus der konstruierten zeichnerischen Überlagerung der Einzelkurven wird der mittlere Tonusverlauf (Abb. 17) deutlich.

Abb. 14 $J_1 - J_8$ zeigt die Staukurven und Druck-Volumen-Diagramme eines Herzinsuffizienten in Ruhe und verschiedenen Phasen der Belastung und Erholung. Die Druck-Volumen-Diagramme werden ebenfalls wie bei den Suffizienten nach Belastungsbeginn flacher als in Ruhe. Im Gegensatz zu den Herzgesunden, bei denen noch während der Belastung ein allmähliches Wiederaufrichten der Kurven erfolgt, zeigen die Druck-Volumen-Diagramme der Insuffizienten ein stetiges Flacherwerden der Kurven bis zum Belastungsende.

Die rechnerisch bestimmten Elastizitätskoeffizienten aus den Staukurven ergeben, in ein Koordinatensystem eingetragen und miteinander verbunden, den Tonusverlauf während der Belastung und Erholung (Abb. 15). Die Werte der Elastizitätskoeffizienten der aufsteigenden Schenkel steigen nach Beginn der Belastung an und nehmen im Gegensatz zu den Suffizienten bis zum Belastungsende stetig zu. Sie erreichen bei Belastungsende ihren Gipfelwert, deren E' im Mittel $108,4 \cdot 10^3$ (Standardabweichung $\pm 81 \cdot 10^3$) beträgt. Der mittlere Endwert ist mit $108,4 \cdot 10^3$ gegenüber $44,0 \cdot 10^3$ (Standardabweichung $\pm 16,5 \cdot 10^3$) bei Herzgesunden deutlich erhöht, schwankt jedoch in den Einzelversuchen erheblich (Tab. 6, Abb. 18). Hier scheint es von Bedeutung zu sein, darauf hinzuweisen, daß der Patient Hof. Vrs. Nr. C20 mit der Diagnose einer fraglichen Nebenniereninsuffizienz einen außerordentlich geringen Tonusanstieg im Vergleich zu den anderen Versuchspersonen zeigt. Der extrem starke Tonusanstieg des Patienten Ma. Vrs. Nr. C19 scheint weniger auf eine besonders ausgeprägte Herzinsuffizienz hinzuweisen, vielmehr ist eine zu große Meßunsicherheit oberhalb eines E' -Wertes von $150 \cdot 10^3$ zu erwarten. Allerdings macht der hohe Ruhewert und das vermehrte Blutvolumen einen hohen Tonusanstieg bei Belastung wahrscheinlich. Das kontinuierliche Ansteigen des aktiven Venentonus bis zum Belastungsende ist bei sämtlichen untersuchten Herzinsuffizienten zu beobachten (Tab. 6, Abb. 18). Der mittlere Kurvenverlauf ist in Abb. 19 dargestellt. Nach Belastungsende fällt der Venentonus der Herzgesunden in der Erholungsphase rasch auf den Ruhewert ab (die Druck-Volumen-Diagramme erreichen bald ihre Ruheform), während Herzinsuffiziente wesentlich langsamer auf ihren Ausgangswert zurückkehren. Die durchschnitt-

liche Erholungszeit beträgt bei Gesunden 100 sec, bei Insuffizienten 311 sec.

Die Ergebnisse sind in den Tab. 5 und 6 und in den Abb. 16, 17, 18, 19 zusammengefaßt.

Durchblutung

Die Abb. 13 und 15 und die Tab. 7 und 8 zeigen, daß eine gewisse Korrelation zwischen dem Venentonus und der mittleren Durchblutung besteht. Der Ausgangsmittelwert der mittleren Durchblutung beträgt bei einer Druckstufe in der Vene von 10 mm Hg bei Herzgesunden $i = 5,78 \text{ ccm/min}$ 100 ccm Arm, der mittlere Endwert $2,96 \text{ ccm/min}$ 100 ccm Arm. Bei Herzinsuffizienten beträgt der mittlere Ruhewert $5,71 \text{ ccm/min}$ 100 ccm Arm, der mittlere Endwert $2,58 \text{ ccm/min}$ 100 ccm Arm.

E. KRITIK DER METHODE

QUANTITATIVE METHODE

Voraussetzungen zur Gültigkeit der quantitativen Aussagen über den aktiven Venentonus sind bei unserer Methode:

- 1) Die Annahme, daß in denjenigen Gefäßen, die den Volumenzuwachs erfahren, in jedem Augenblick der gleiche Innendruck herrscht. In venösen Gefäßen besteht tatsächlich ein nur geringer Druckabfall (52).
- 2) Die gemessene Volumenzunahme des Unterarmsegments muß mit der intravasalen Blutvolumenzunahme identisch sein. Eine Venendrucksteigerung bewirkt zwar durch kapilläre Filtration eine Vergrößerung der extravasalen Flüssigkeitsmenge, nach SCHEPPOKAT, THRON und GAUER kann jedoch diese Zunahme der Flüssigkeitsmenge vernachlässigt werden.

Um stauungsbedingte Änderungen von Gefäßvolumina im Druck-Volumen-Diagramm exakt zu bestimmen, wäre nicht allein der intravasale Druck zu messen, sondern die Differenz zwischen intra- und extravasalem Druck, der transmurale Druck. Dies ist jedoch technisch nicht möglich. Es werden jedoch sämtliche Messungen einer Versuchsreihe gleichmäßig betroffen, so daß dieser ohne in geringe Fehler nachlässigt werden kann.

Für unsere Zwecke können die Volumenänderungen und Druckänderungen in der Vene als repräsentativ für Tonusänderungen des Venengebiets betrachtet werden.

Der mögliche Nachteil der Volumenregistrierung mittels einer luftgefüllten Manschette ist eine temperaturbedingte Volumenverschiebung. Vorversuche mit einem elektronischen Thermometer der Fa. Ultrakust, das in der Manschette angebracht war, haben jedoch gezeigt, daß während der ein- bis zweistündlichen Versuche die Temperatur in der Manschette nur um ein bis zwei Grad Celsius schwankte. Das elektronische Thermometer hatte eine Empfindlichkeit von $1/20$ Grad Celsius. Die Temperatur konnte synchron den einzelnen Stauversuchen fortlaufend registriert werden. Während des Stauversuchs blieb die Temperatur praktisch konstant (Abb. 5). Eine Temperaturerhöhung durch die Kompression ist ebenfalls nicht gegeben, da die Druckänderung während eines Stauversuchs relativ gering ist (3-5 mm Hg), so daß eine Temperaturänderung sehr klein wäre, die Druckzunahme erfolgt zudem relativ langsam (10-20 sec), so daß die gering gebildete Wärme in dieser Zeit abgeleitet wird und das Meßergebnis nicht beeinflussen kann.

Temperaturbedingte Volumenverschiebungen treten demnach bei unserer Versuchsanordnung nicht oder nur in zu vernachlässigendem Ausmaß auf.

Bei der Eichung des Systems mit einer Rekordspritze wurden definierte

Volumenänderungen und damit Druckänderungen in der Manschette erzeugt. Untersuchungen von BARBEY haben gezeigt, daß Eichimpulse, die von außen auf die Manschette einwirken oder in der Manschette erzeugt werden, zu den gleichen Druckänderungen führen (4). Die Volumenzu- und abnahme in der Manschette ist den registrierten Druckänderungen in unserem Meßbereich proportional (Abb. 6). Ferner könnte eingewendet werden, daß bei zunehmendem Volumenanstieg der Druck in der Manschette steigt und die Durchblutungsverhältnisse des erfaßten Segments beeinflusst. Die Änderung beträgt jedoch nur einige mm Hg (ca. 5 mm Hg) und hat für die Messung der venomotorischen Aktivität keine Bedeutung. Denkbar wäre eine geringfügige Beeinflussung der mittleren Durchblutungsrate, so daß für exaktere Messungen der mittleren Durchblutung ein Plethysmograph mit Ausweichgefäßen, wie er von BARBEY (3) beschrieben wurde, vorzuziehen ist.

Die Mitteldruckschreibweise unserer Kurven war speziell für Belastungsversuche wegen der geringeren Störanfälligkeit besser geeignet als die Schreibung mit Normaldruck. Ein Vergleich dieser beiden Registrierungsmöglichkeiten zeigt eine Identität sowohl im Druck-Volumen-Diagramm als auch in den Δp - und ΔV -Werten (Abb. 4).

Die weitgehend kollabierten Venen bei hochgelagertem Arm werden durch einen Vorstau von einigen mm Hg in der Stau Manschette gefüllt. Dadurch wird eine Verzerrung des Anfangsteils der Staukurve weitgehend vermieden.

Eine qualitative, fortlaufende Registrierung der venomotorischen Aktivität als Volumenänderung bei konstantem Staudruck empfiehlt sich nur für ca. 1 min. Danach kann durch Ablassen des Staudrucks und erneute Stauung die Registrierung fortgesetzt werden. Besteht die venöse Stauung länger als 1 min, so zeigen nach GOETZ (29) venomotorische Reaktionen nur noch eine schwache Volumenverschiebung. Diese Empfindlichkeitsabnahme konnte auch durch unsere Beobachtungen bestätigt werden.

Bei der Umrechnung der absoluten Volumenänderung in die Volumenänderung pro 100 ccm Armgewebe blieb der Knochenanteil des Armsegments unberücksichtigt. Dies bringt zwar eine geringe Verschiebung der Werte mit sich, da aber der Knochenanteil in einem annähernd konstanten Verhältnis zum Gewebe steht, geht der Fehler in allen Ergebnissen als Konstante ein.

Vergleich mit anderen Methoden.

Fortlaufende Tonusregistrierungen (Venensegmentmethode und Verschußplethysmographie) bieten den Vorteil, daß akute Tonusänderungen erfaßt werden können, während bei unseren Stauversuchen eine annähernde Konstanz des aktiven Venentonus für etwa 10 bis 15 sec Bedingung ist. Tritt eine starke Tonuschwankung während solch einer Stauung auf, so ist sie an einem Knick in der Volumenkurve erkenntlich (siehe Belastungs-ende!) und für die Auswertung zu verwerfen. Nachteilig hingegen ist die

nur qualitative Aufzeichnung der Tonusänderung, die große Störanfälligkeit der Segmentmethode und eine in nicht sicherer Weise definierbare scheinbare Tonusänderung infolge länger anhaltender, absoluter Blut-sperre (Verschlußtonographie) bzw. venöser Stauung (s. S. 24).

Im Vergleich zu anderen quantitativen Methoden, die mit flüssigkeits-gefüllten Plethysmographen arbeiten, ist unsere Versuchsanordnung robuster und daher für Belastungsversuche besser geeignet. Eine Stauung durch unsere Volumenmanschette scheint eher geringer als bei wassergefüllten Plethysmographen (59) zu sein, bei denen häufig durch die Dichtung ein Vorstau unbekannter Größe hinzukommt. Methoden mit luftgefüllten Plethysmographen und stufenweisem Manschettendruck (3) liefern ein unvollständiges Druck-Volumen-Diagramm und sind zudem für Belastungstonusmessungen nicht geeignet.

Unsere Methode bietet die Möglichkeit einer hinreichend genauen quantitativen Tonusmessung in Ruhe und während Belastung. Der Tonusverlauf über einen gewissen Zeitraum läßt sich als Kurve aus errechneten Werten des Elastizitätskoeffizienten der einzelnen Stauversuche darstellen.

Verschlußtonographie

Bei der Verschlußtonographie (52, 57) wird der Unterarm durch einen plötzlichen Staudruck von 300 mm Hg für 10-15 min völlig von der Blutzirkulation ausgeschaltet. Daher sind die Ausführungen bei der Kritik der quantitativen Methode über die Stauung eines Gefäßabschnittes in bezug auf venomotorische Reaktionen in erhöhtem Ausmaß auf die Verschlußtonographie anzuwenden. Die Bedeutung des arteriellen Anteils des Gefäßabschnittes auf die Tonusmessung ist gering, da Venen wesentlich dehnbarer als Arterien sind und 75-80 % des Gesamtblutvolumens sich im Niederdrucksystem befindet (52). Ein arterieller Blutzufuß in das vom Kreislauf ausgeschaltete Gefäßgebiet über die Knochenarterien wäre denkbar, ist jedoch unwahrscheinlich, da sich der Tonus, i. e. der gemessene Druck in einer Vene des vom Kreislauf ausgeschalteten Gefäßgebietes, auch über längere Zeit (10-20 min) gleich bleibt.

Prinzipiell sind mit der Verschlußtonographie nur qualitative Tonusregistrierungen möglich. Die Druckänderungen, die in einer Vene des vom Kreislauf ausgeschalteten Unterarms gemessen werden, sind zwar von der Kontraktion der Gefäßmuskulatur der Venen verursacht, die Größe der Druckänderung ist jedoch in erheblichem Ausmaß von der nicht zu bestimmenden Blutfüllung der Gefäße abhängig. Der Vorteil der Verschlußtonographie liegt in der Möglichkeit, einer fortlaufenden Registrierung von Änderungen des aktiven Venentonus.

F. DISKUSSION DER ERGEBNISSE

Während WOOD, LITTER und WILKINS (60), sowie BURCH (11) einen erhöhten Ruhevenentonus bei Herzinsuffizienten feststellen konnten und LINHART und PREROVSKY (41) einen erhöhten Ruhevenentonus aufgrund indirekter Messungen annehmen, kann aus unseren Versuchsergebnissen nicht auf einen erhöhten Ruhevenentonus geschlossen werden. Der arithmetische Mittelwert von E' beträgt bei Herzgesunden $24,62 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$, bei Herzinsuffizienten $26,53 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$. Die Standardabweichungen betragen $+ 8,3 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$ bei Gesunden, bzw. $+ 7,3 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$ bei Insuffizienten. Vielleicht liegt dieser Differenz ein Unterschied im Patientengut zugrunde. Es wird deshalb in größeren Untersuchungsreihen zu klären sein, ob eine Ruhetonuserhöhung erst bei einem bestimmten Schweregrad der Insuffizienz eintritt. Die Tatsache, daß bei Herzinsuffizienz häufig ein erhöhtes Blutvolumen, aber keine Erhöhung des peripheren Ruhevenendruckes gefunden wird, weist jedenfalls darauf hin, daß dabei der Venentonus eher erniedrigt als erhöht sein müßte. Belastungsversuche mit der Venensegmentmethode von PAGE et al. (48) und MERRITT und WEISSLER (45), sowie mit einer plethysmographischen Methode von BEVEGARD und SHEPHERD (6) ergaben bei Herzgesunden während Arbeit eine Tonuszunahme. WOOD konnte bei seinen Belastungsversuchen nur eine Tonuszunahme bei Herzinsuffizienten, aber nicht bei Suffizienten feststellen (60).

Unsere Untersuchungen mit der Verschlusstonographie zeigen ebenfalls bei einem überwiegenden Teil der Patienten mit Herzinsuffizienz ein Ansteigen des Venentonus bis zum Belastungsende. Bei Herzgesunden weist der Tonus einen anfänglichen Anstieg und noch während der Belastung wieder einen Abfall auf. In den Untersuchungen mit der quantitativen Methode konnte bei allen Versuchen ein noch eindeutigeres Ergebnis erzielt werden; die Suffizienten zeigen im Tonusverlauf während Belastung in allen Fällen übereinstimmend nach einem raschen Anstieg auf einen Gipfelwert wieder einen Abfall bis zum Belastungsende. Bei Belastungsende liegt der aktive Venentonus jedoch noch über dem Ausgangswert. In der Erholungsphase erfolgt ein schneller Abfall auf den Ruhewert. Insuffiziente unterscheiden sich im Tonusverlauf in allen Fällen deutlich von den Suffizienten; der aktive Venentonus steigt nach Belastungsbeginn kontinuierlich an und erreicht sein Maximum bei Belastungsende. Der Abfall in der Erholungsphase erfolgt protrahiert. Der Ausgangswert wird wesentlich später als bei Herzgesunden erreicht.

Die unterschiedlichen Ergebnisse unserer Versuche im Vergleich zu den oben aufgeführten Ergebnissen anderer Autoren dürften auf methodische Gründe zurückzuführen sein. Bei der Methode von WOOD wird durch die Dichtung des Wasserplethysmographen ein unbekannter Stau-

druck erzeugt, der das Ergebnis verändern kann. Darüber hinaus gestattet es die Methode nicht, während des Belastungsverlaufs eine größere Anzahl von Tonusmessungen vorzunehmen. Aus diesem Grund entgehen anfängliche relativ rasche Tonussteigerungen, während bei unserer Versuchsanordnung mehrere Phasen der Belastung und Erholung im Tonus quantitativ erfaßt, bzw. mit der Verschlusstonographie qualitativ registriert werden konnten.

Das in unseren Versuchen beobachtete Abfallen der mittleren Durchblutung bei steigendem Venentonus stimmt mit Beobachtungen anderer Autoren überein (55).

Die Deutung des unterschiedlichen Verhaltens im Tonusverlauf während Belastung von Herzgesunden und Herzinsuffizienten ist zunächst noch schwierig. Bei den Suffizienten scheint der kurzfristige starke Tonusanstieg nach Belastungsbeginn eine Umstellungsreaktion des gesamten Kreislaufs von der völligen Ruhe auf den plötzlichen Arbeitsbeginn zu sein. Der Venentonusanstieg hat eine Erhöhung des venösen Angebots bzw. des intrathorakalen Blutvolumens zur Folge; damit wird dem Herzen vermehrt Blut angeboten. Die Venentonusregulation muß deshalb auch in Verbindung mit der Leistung des linken Ventrikels betrachtet werden. Daraus wird auch verständlich, daß bei Suffizienten der Tonus nach einer gewissen Zeit noch während der Belastung wieder in seiner Größe abnimmt. Ein Gleichgewicht zwischen Tonusregulation und Herzleistung stellt sich ein. Der bei den Herzinsuffizienten beobachtete Tonusanstieg nach Belastungsbeginn erfolgt im Vergleich zu den Suffizienten nicht so steil. Dieser scheinbar paradoxe Befund dürfte darauf zurückzuführen sein, daß bei Insuffizienten schon in Ruhe das intrathorakale Blutvolumen erhöht ist. Somit wäre ein plötzlicher, starker Tonusanstieg überflüssig, da das insuffiziente Herz ohnehin das angebotene Blutvolumen schlechter bewältigt. Das weitere stetige Ansteigen der venomotorischen Aktivität bei Insuffizienten während der Belastung läßt sich noch nicht deuten. Die Frage, ob ein kompensatorischer Vorgang im Sinne eines vermehrten intrathorakalen Blutangebots (unbekannter Mechanismus) vorliegt, muß zunächst offen bleiben. Ob die starke Streuung der Tonuswerte bei Belastungsende eine prinzipielle Streubreite darstellt oder ob sie eine quantitativ abgestimmte, regulatorische Antwort ist, läßt sich natürlich erst diskutieren, wenn Untersuchungen vorliegen, die etwas über die Mechanismen und Reflexe, die dabei im Spiele sind, vorliegen. Es sind mehrere Möglichkeiten gegeben, wenn man auf Tierversuchsergebnisse zurückgreift: Experimente von ROSS, FRAHM und BRAUNWALD (50), GOLLWITZER-MEYER (30) und RASHKIND et al. (49) haben enge funktionelle Verbindungen des arteriellen Systems mit dem Niederdrucksystem durch den Nachweis venomotorischer Reaktionen als Folge verschiedenartiger Stimulierung der Rezeptoren im Carotissinus aufgezeigt. Eine Tonussteigerung wäre auch durch eine Blutgasänderung durch Reizung der

Chemorezeptoren im Glomus caroticum möglich. Bei dem Venentonusanstieg der Insuffizienten während Belastung könnten demnach Blutgasveränderungen eine Rolle spielen. Daß es letztlich eine hämodynamische Größe ist, kann aber angenommen werden, da sich nur so der eindeutige Unterschied im Verhalten des Venentonus gerade zur Suffizienz des Herzens ergibt, während eine pulmonale Insuffizienz mit ihren resultierenden Veränderungen der Blutgase das Muster des Insuffizienzverlaufes nicht nach sich zieht, wie einige orientierende Versuche zeigten. Die Frage des Zustandekommens des Verlaufs muß noch offen bleiben. Dagegen ist die Frage der Auswirkung der Venentonusänderung wesentlich deutlicher zu erkennen, dann nämlich, wenn man die Tonusänderung mit dem von KÖNIG gemessenen Belastungsvenendruck in Beziehung bringt. Bei diesen Venendruckmessungen (37) hat sich herausgestellt, daß bei Suffizienten beim Venendruck ähnlich wie beim Venentonus ein kurzer Anstieg während Belastung und Abfall zum Belastungsende hin, nach Belastung eine rasche Rückkehr zum Ruhewert erfolgt. Die Insuffizienten weisen hingegen mit großer Regelmäßigkeit während Belastung einen kontinuierlichen Venendruckanstieg auf und nach Belastung einen verzögerten Abfall zum Ruhewert. Es ist anzunehmen, daß dieses Venendruckverhalten eine Resultante der Tonusveränderungen und der dadurch bedingten Veränderungen des intrathorakalen Volumens darstellt, dies um so mehr, als das Gesamtblutvolumen unter Belastung bei Insuffizienten deutlich abnimmt, das Verhalten des Venendrucks daher als eine entsprechende (in der Zeitcharakteristik) Venentonusänderung erklärt werden bzw. zustande kommen kann.

G. ZUSAMMENFASSUNG

1) Eine Methode wird beschrieben, die es gestattet, quantitative Messungen der venomotorischen Aktivität in Ruhe und während Belastung durchzuführen. Es ist sowohl eine rechnerische Bestimmung des Elastizitätskoeffizienten als Maß für den Venentonus möglich, als auch die Darstellung lückenloser Druck-Volumen-Diagramme, die eine Beurteilung des elastischen Verhaltens der Venen bei verschiedenen Innendruckern gestatten.

Zwanglos ergeben sich aus der Versuchsanordnung zwei qualitative Möglichkeiten zur Registrierung des Venentonus:

- a) Tonusaufzeichnungen als Volumenveränderung bei konstantem Druck in der Vene und
 - b) Tonusaufzeichnungen als Druckveränderung in der Vene im vom Blutkreislauf ausgeschlossenen Unterarm (Verschlußtonographie).
- Ferner ergibt sich aus der Versuchsanordnung die Möglichkeit zur Bestimmung der mittleren Durchblutung nach der Methode der Verschlußplethysmographie.

2)

a) An 12 herzgesunden Versuchspersonen und 12 herzinsuffizienten Patienten wurden quantitative Tonusmessungen durch wiederholte Stauversuche in Ruhe durchgeführt. Ein deutlich unterschiedliches Verhalten zwischen den beiden Versuchsgruppen kann nicht festgestellt werden. Der Durchschnittsruhwert beträgt bei Suffizienten $24,62 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$, bei Insuffizienten $26,53 \cdot 10^3 \text{ dyn} \cdot \text{cm}^{-5}$.

b) Mit der Verschlußtonographie wurde an 8 Herzgesunden und 10 Insuffizienten das Verhalten des Venentonus während und nach Belastung (mit verschiedener Stärke und Dauer) registriert. Die Versuche zeigen, daß Suffiziente regelmäßig während Belastung nach einem anfänglichen Ansteigen der venomotorischen Aktivität noch während der Belastung wieder auf einen Wert abfallen, der über dem Ruhewert liegt. Dagegen ist bei der Mehrzahl der Insuffizienten während Belastung ein stetiger Anstieg des Venentonus, der bis zum Belastungsende anhält, zu beobachten. Nach Belastungsende erfolgt in der Regel bei den Insuffizienten der Tonusabfall auf den Ausgangswert im Vergleich zu den Suffizienten verzögert.

c) An 7 Suffizienten und 10 Herzinsuffizienten wurden während und nach Belastung (25 Watt, 4 min) Messungen mit der quantitativen Methode durchgeführt. Bei sämtlichen Versuchen wird ein eindeutiges Ergebnis in oben beschriebenem Sinn erzielt. Bei den einzelnen Versuchspersonen, insbesondere bei den Insuffizienten, ist bei den quantitativen Werten des Venentonus eine starke Streuung festzustellen. Der Tonusabfall bei Insuffizienten erfolgt protrahiert.

3) Messungen ergaben bei steigendem Venentonus ein Absinken der mittleren Durchblutung.

4) Die Ergebnisse werden diskutiert. Der anfängliche Tonusanstieg nach Belastungsbeginn bei Suffizienten wird als Umstellungsreaktion des Gesamtkreislaufs angesehen, die jedoch in solch starkem Ausmaß im Verlauf der Belastung offenbar überflüssig wird, so daß ein Abfallen des Venentonus noch während der Belastung erfolgt. Bei den Herzinsuffizienten dürfte der stetige Tonusanstieg vom Belastungsbeginn bis zum Belastungsende als ein reflektorischer Vorgang im Sinne einer Regulation des Blutangebots für das Herz gedeutet werden.

TABELLE 1

Schema der Möglichkeiten zur Tonusbestimmung (s. Text)

		DRUCK	indirekte Bestimmung		direkte Messung	
			var.	const.	var.	const.
Messung mithilfe flüssigkeitsgefüllter Plethysmographen	var.		++	+	+++	+
	const.		---	---	+	---
Messung mithilfe gasgefüllter Plethysmographen	var.		++	(*) +	(*) +++	(*) +
	const.		---	---	(*) +	---
Messung durch Elektroplethysmographen	var.		++ (?)	++ (?)	+++ (?)	++ (?)
	const.		---	---	+	---
Infundierung bzw. Entnahme von Vol. in bzw. aus Gesamtkreislauf	var.		---	---	++	---

+ = Möglichkeit zur qualitativen Tonusregistrierung

++ = Möglichkeit zur beschränkt quantitativen Tonusbestimmung, für Belastungsmessungen weniger geeignet.

+++ = Möglichkeit zur exakt quantitativen Tonusbestimmung, zum Teil für Belastungsmessungen geeignet.

(*) = Diese Methoden werden in vorliegender Arbeit beschrieben.

TABELLE 2

Quantitative Ruhewerte

A) Suffiziente

Vers.Nr. u. Pers.	Alter (Jahre)	Temp. °C	Ruhemittel- wert (E') 10^3
A 10 Cr.	28	21	33,0
A 15 Ha.	39	22	27,8
A 17 Ge.	47	22	12,85
A 21 Fr.	54	23	12,1
A 23 St.	40	22	29,0
A 24 Wa.	23	22	27,35
A 25 He.	41	22	23,0
A 26 Ga.	32	23	29,5
A 30 We.	50	23	14,8
A 31 Ho.	65	24	24,2
A 32 Bö.	17	22	34,6
A 34 Le.	32	22	17,2
			<u>24,62</u>

Durchschnittswert

B) Insuffiziente

A 12 Me.	54	20	24,6
A 14 Da.	64	22	36,5
A 16 Ra.	47	24	24,6
A 18 Ge.	76	22	37,4
A 19 Ma.	70	20	35,5
A 20 Ho.	50	24	22,6
A 22 Ja.	76	22	22,6
A 27 Sch.	78	21	15,9
A 28 Ha.	54	22	29,0
A 29 Du.	83	23	20,4
A 33 Dus.	58	22	31,0
A 35 Ri.	63	23	18,3
			<u>26,53</u>

Durchschnittswert

TABELLE 3

Einzelwerte der Venentonusmessungen während Belastung mit der Verschlußtonographie bei Versuchspersonen ohne Herzinsuffizienz (geordnet nach Belastungsdauer).

Nr. d. Pat.	Bel. Stärke in Watt	Bel. Dauer	Steilanst. zeit	Steilhöhe in mm Hg	Endhöhe in mm Hg	Normalisierungs- zeit
B 6	40	2'30"	1'25"	8,75	6,6	2'30"
B 7	55	2'30"	45"	13,42	10,23	1'47"
B 17	40	2'30"	25"	4,29	3,3	1'10"
B 8	75	2'40"	54"	10,23	8,25	2'30"
B 1	60	2'55"	40"	13,0	5,0	1'25"
B 18	50	3'	50"	10,0	8,2	2'25"
B 2	55	3'	36"	18,48	11,22	1'40"
B 3	50	3'	38"	21,12	3,3	1'26"

TABELLE 4

Einzelwerte der Venentonusmessungen während Belastung mit der Verschlußtonographie bei Versuchspersonen mit Herzinsuffizienz (geordnet nach Belastungsdauer).

Nr. d. Pat.	Bel. Stärke in Watt	Bel. Dauer	Steilanst. zeit	Steilhöhe in mm Hg	Endhöhe in mm Hg	Normalisierungs- zeit
B 5	50	2'20"	30"	5,28	11,55	3'50"
B 16	40	2'20"	55"	5,0	6,75	1'45"
B 15	40	2'20"	1'20"	16,5	13,3	1'24"
B 11	60	2'20"	30"	6,8	4,0	2'
B 13	40	2'30"	50"	13,2	29,0	2'20"
B 4	50	2'50"	50"	6,6	11,55	3'
B 10	50	2'50"	1'	13,5	9,0	1'35"
B 14	50	3'15"	55"	10,56	14,14	1'40"
B 9	70	3'20"	1'14"	4,5	6,5	1'
B 12	15	4'30"	30"	6,6	8,25	1'50"

TABELLE 5

Einzelwerte der Belastungstonmessungen mit der quantitativen Methode bei Versuchspersonen ohne Herzinsuffizienz.

Nr. d. Pat.	Ausgangs- wert E' 10 ³	Belastung		25 Watt, 4 min 121"-180"	181"-240"	nach Belastung		
		0"-60"	61"-120"			Endwert	0"-60"	61"-120" 121"-180"
C 3Nn.†)	17,08	-	35,84	-	25,9	25,9	-	20,72 20,72
C10Kr.	32,0	80,0	-	-	47,0	40,0	-	32,0 32,0
					40,0			
C15Ha.	25,0	-	106,0	65,5	71,0	71,0	33,0	- 27,0
C17Ge.	22,8	74,2	74,2	-	49,5	49,5	49,5	- 22,8
		59,0						
C21Fr.	13,4	40,0	-	34,3	21,8	21,8	18,5	16,0 14,2
C23St.	32,4	45,6	61,9	45,3	45,3	45,3	42,5	34,0 26,1
C24Wo.	26,6	110,3	-	56,5	56,5	56,5	-	25,7 -
Durchschnitt	25,36	59,9	82,28	48,36	47,3	44,0	35,87	26,95 24,4

†) = Der Patient wurde mit horizontal gelagertem Arm untersucht.

Die einzelnen Werte wurden aus technischen Gründen nicht immer zu genau gleichen Zeitpunkten während der Belastung gemessen. Zum besseren tabellarischen Vergleich sind daher die E'-Werte in Gruppen von Zeitabständen nach Belastungsbeginn eingetragen: zwischen 0-60", 61-120" usw. nach Belastungsbeginn.

TABELLE 6

Einzelwerte der Belastungstonusmessungen mit der quantitativen Methode bei Versuchspersonen mit Herzinsuffizienz.

Nr. d. Pat.	Ausgangs- wert E ¹⁰³	Belastung		25 Watt, 4 min		End- wert	nach Belastungsende							
		0-60"	61-120"	121-180"	181-240"		0-60"	61-120"	121-180"	181-240"	241-300"	301-360"	361-420"	421-480"
C 5Wi. ^{†)}	16,8	46,6	56,0	84,0	110,0	110,0	56,0	42,0	-	42,0	42,0	-	42,0	25,0
C 7Br. ^{†)}	40,0	45,0	91,0	120,0	182,0	182,0	-	91,0	60,0	45,0	30,0	-	-	(500")
			91,0						52,0					
C 8Ho. ^{†)}	34,0	80,0	102,0	130,0	200,0	200,0	-	102,0	-	40,8	27,0	-	-	-
Durchschnitt	30,2	57,2	85,0	111,3	164,0	164,0	56,0	78,3	56,0	42,6	33,0	-	42,0	25,0
C12Me.	21,1	-	36,1	50,6	63,2	63,2	50,6	50,6	-	28,1	-	-	-	-
C14Da.	36,5	64,0	85,3	112,0	128,0	128,0	64,0	64,0	56,3	42,5	36,5	-	-	-
					128,0									
C16Ra.	20,9	-	36,5	62,4	62,4	87,2	62,4	31,2	31,2	36,5	31,2	27,3	-	-
						87,2								
C18Ce.	30,0	-	70,0	84,0	105,0	105,0	-	52,5	52,5	-	52,5	42,0	-	-
C19Ma.	40,0	112,0	-	140,0	280,0	280,0	93,0	93,0	46,0	-	46,0	-	-	31,0
				191,0										
C20Hof.	18,0	24,9	29,4	29,4	36,0	36,0	-	24,9	23,1	-	-	-	-	-
				29,4										
C22Ja.	21,1	35,0	38,2	46,6	60,0	60,0	-	32,4	21,1	-	17,5	-	-	-
Durchschnitt	26,8	58,9	49,2	82,8	105,5	108,4	73,1	49,8	36,1	35,7	36,7	34,6	-	31,0

m.H.

TABELLE 7

Mittlere Durchblutungswerte bei Herzgesunden

Nr. d. Pat.	Ruhe- wert	0 -1'	1'-2'	2'-3'	3'-4'	0'-1'	1'-2'	2'-3'	3'-4'	4'-5'	5'-6'
C10 Kr.	0,96	1,0	-	-	1,75	-	-	1,25	-		
C15 Ha.	3,65	-	2,46	2,66	2,45	3,52	-	3,6	3,6		
C17 Ge.	9,5	3,2	2,7	2,06	2,1	2,5	-	9,5	9,5		
C21 Fr.	2,9	1,2	-	1,85	2,51	2,25	2,6	2,45	2,9		
C23 St.	3,6	2,8	1,32	3,5	3,6	3,2	4,8	-	5,3		
C24 Wo.	8,64	-	3,24	-	4,31	-	14,2	11,6	-		

TABELLE 8

Mittlere Durchblutungswerte bei Herzinsuffizienten

C12 Me.	6,8	-	6,8	3,3	2,1	-	3,3	-	7,0		
C14 Da.	4,5	3,1	2,4	2,66	3,17	6,0	6,4	5,6	4,2	3,65	
C16 Ra.	9,7	-	6,0	4,3	2,3	4,3	6,0	6,0	6,0	8,6	7,4
C18 Ge.	6,4	3,9	2,4	3,9	3,9	3,9	4,9	5,2	5,4	5,2	4,9
C19 Ma.	4,08	1,4	-	1,4	0,9	2,1	1,5	2,5	-	2,1	
C20 Hof.	3,7	2,2	1,9	1,9	1,8	-	2,64	3,66			
C22 Ja.	4,8	2,3	3,0	2,8	2,6	-	2,7	5,3	5,5	5,7	5,7

Die Werte entsprechen der mittleren Durchblutung in cem/100 cem min.

ABBILDUNG 1

Versuchsanordnung zur quantitativen (und qualitativen) Tonusbestimmung.

O₂ = Sauerstoffbombe

VR = Druckreservoir

HgM = Quecksilbermanometer

STMA = Staumanschette

VMA = Manschette zur Volumenregistrierung

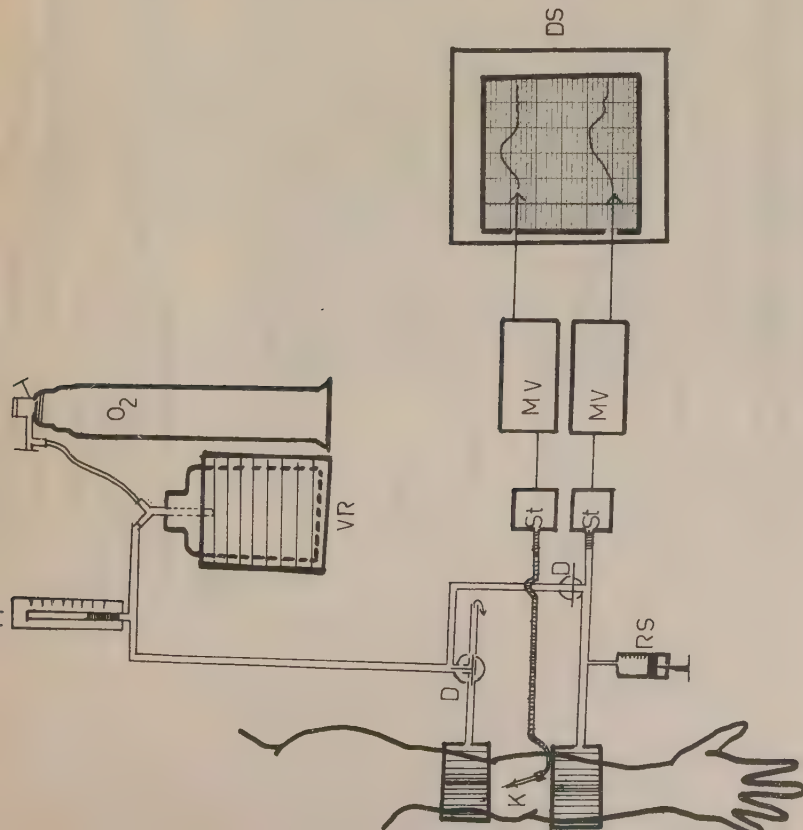
D = Dreiweghahn

RS = Rekordspritze zur Eichung der Volumenänderung

St = Statham-Druck-Element

MV = Meßverstärker

DS = Direktschreiber



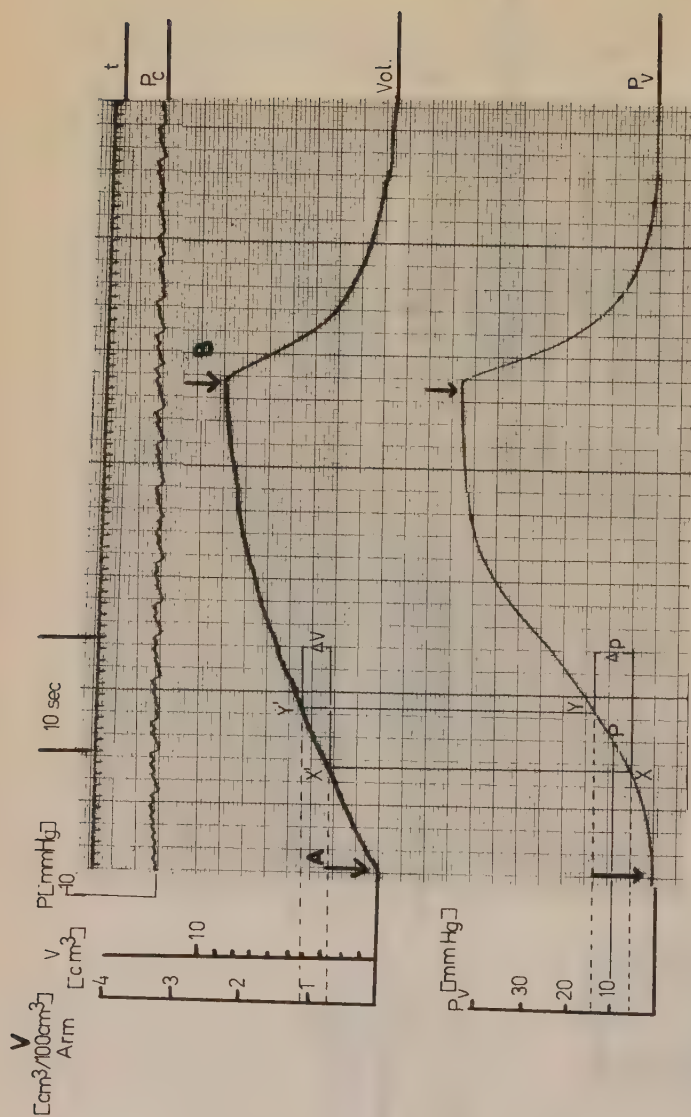


ABBILDUNG 2

Originalkurve eines Stauversuchs.

Obere Kurve Volumenaufzeichnung, untere Kurve Druckaufzeichnung des erfaßten Gefäßgebiets; jeweils in Mitteldruckaufzeichnung (s. Text).

V = Volumen (= Vol.) in cc

P_V = Druck in einer Vene des erfaßten Gefäßgebiets in mm Hg

P_C = Druck in der Vene des anderen Arms in mm Hg

t = Zeit in sec

A = Staubeginn

B = Ablassen der Stauung

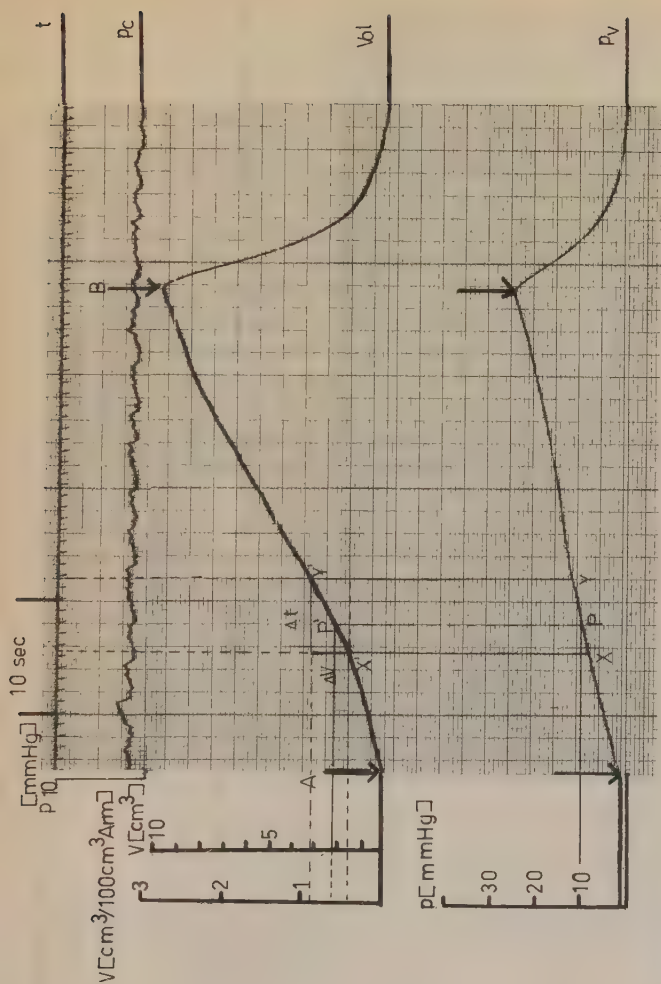


ABBILDUNG 3

Originalkurve eines Stauversuchs.

Obere Kurve Volumenaufzeichnung, untere Kurve Druckaufzeichnung des erfassten Gefäßgebiets, jeweils in Mitteldruckaufzeichnung (s. Text).

V = Volumen (= Vol.) in cm^3

P_V = Druck in dem erfassten Gefäßgebiet in mm Hg

P_C = Druck in der Vene des anderen Arms in mm Hg

t = Zeit in sec

A = Staubeginn

B = Ablassen der Stauung

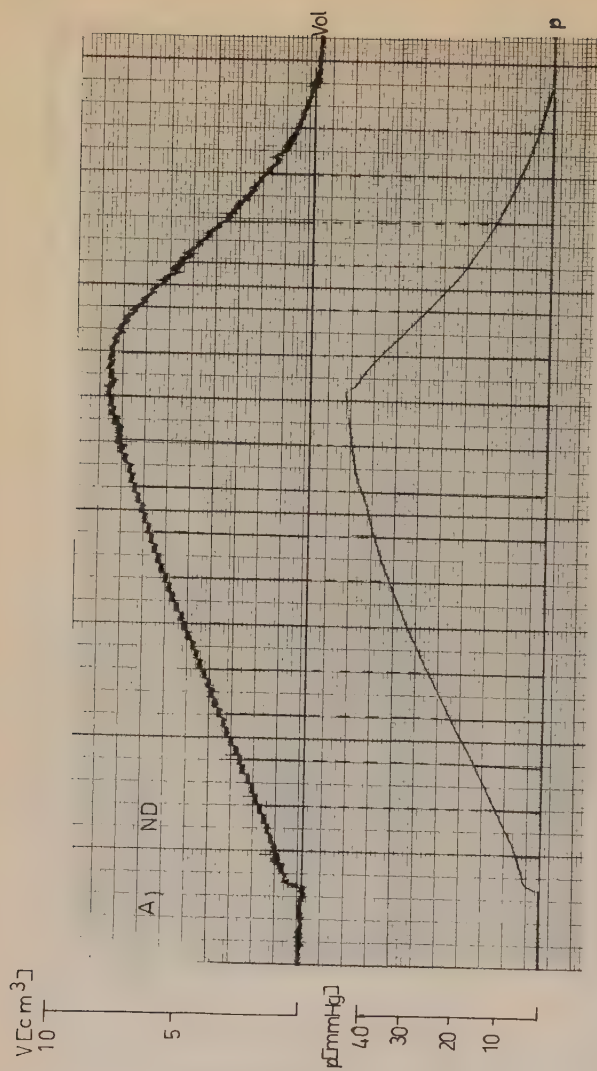


ABBILDUNG 4, A, B

Originalkurven und Druck-Volumen-Diagramme in Normaldruck- und Mitteldruckschreibweise; jeweils gleicher Staudruck (30 mm Hg).

A) Kurve in Normaldruck

B) Kurve in Mitteldruck

mit den entsprechenden Druck-Volumen-Diagrammen.

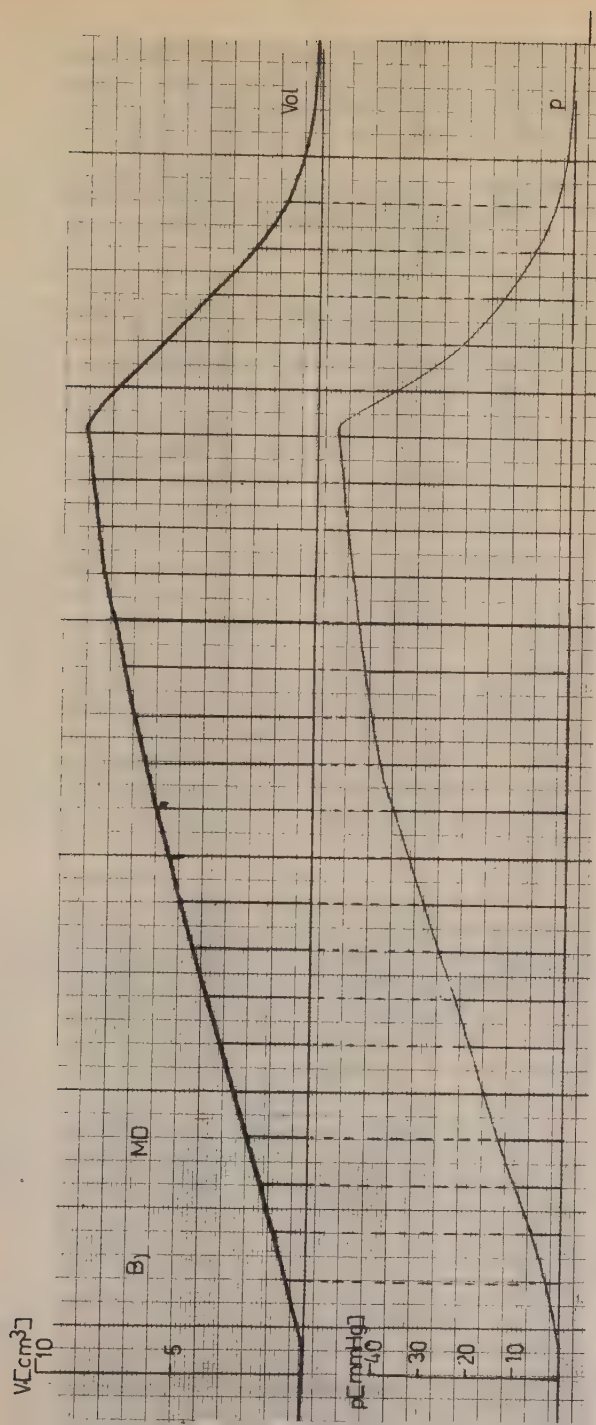
V = Volumen

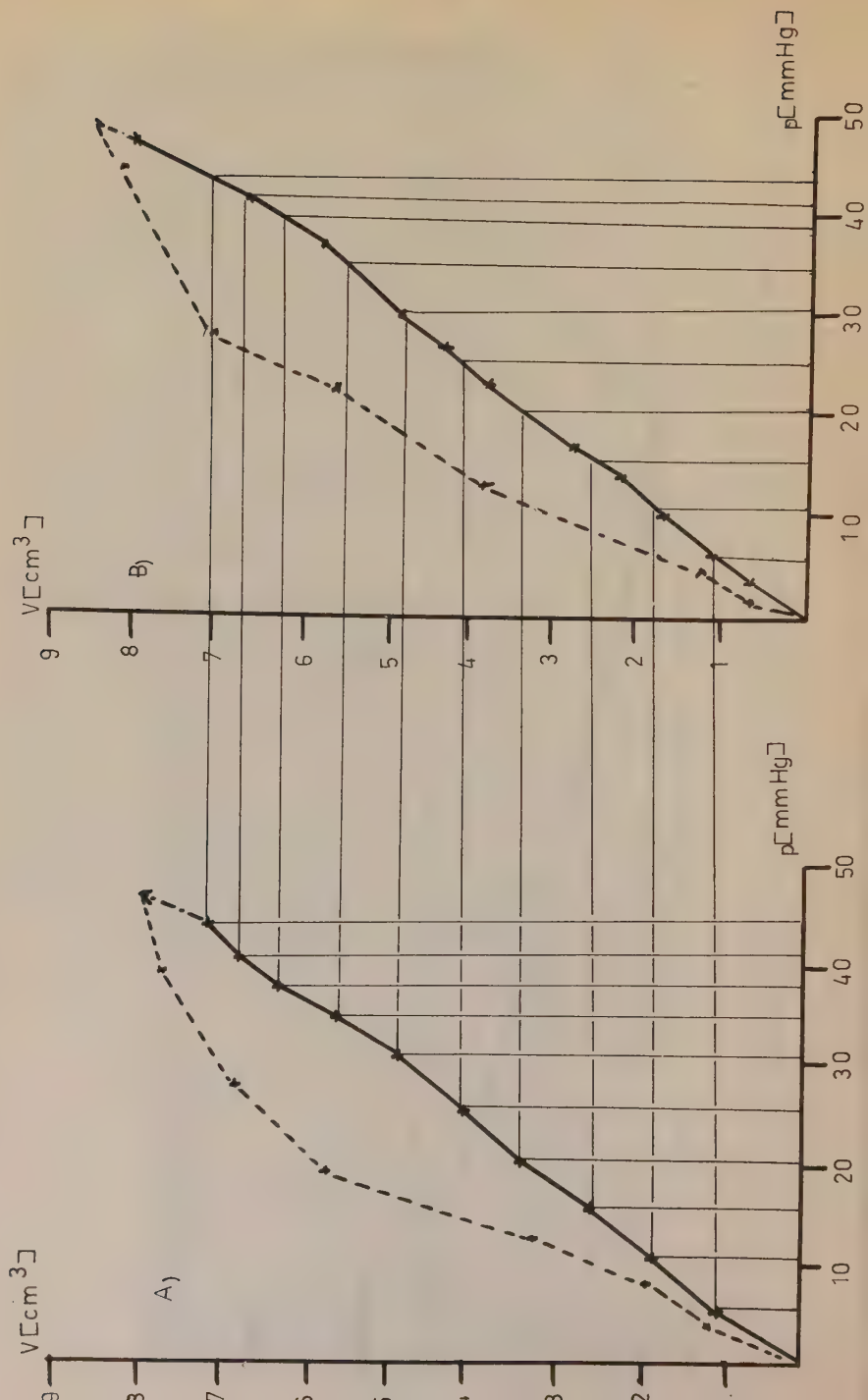
p = Druck

ND = Normaldruckschreibweise

MD = Mitteldruckschreibweise

Erläuterung siehe Text.





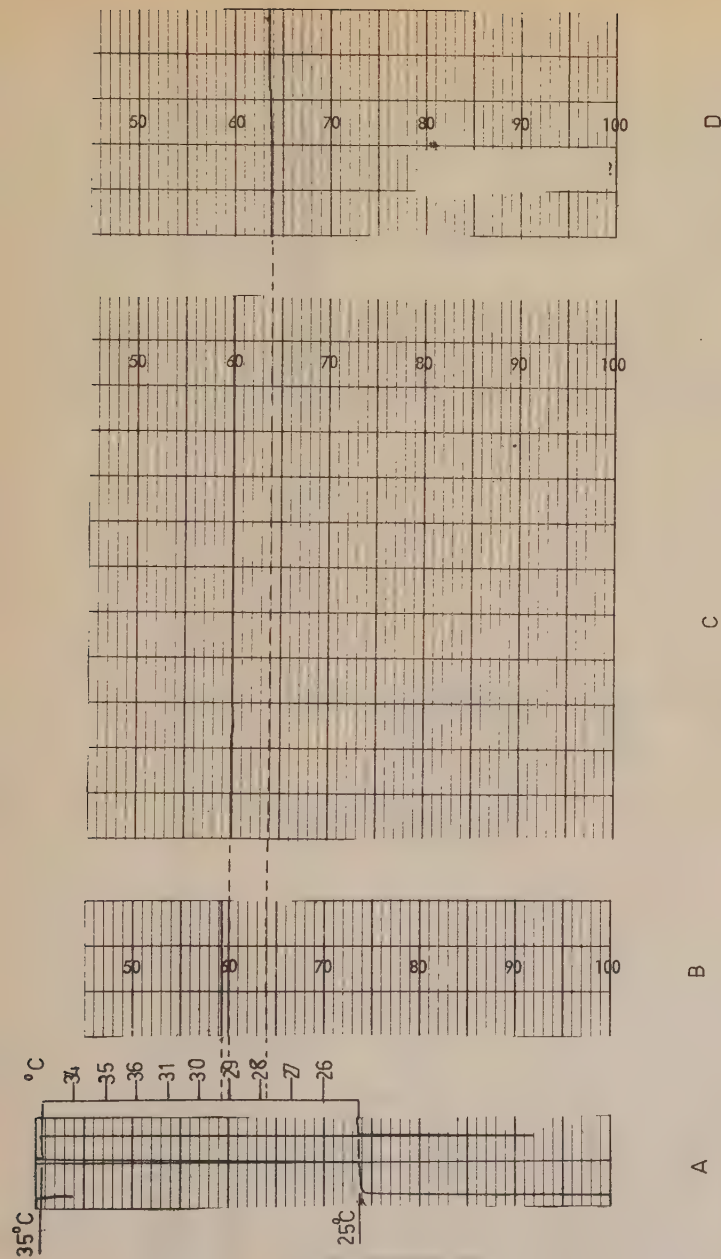


ABBILDUNG 5

Temperaturschreibung in der Volumenmanschette während der Stauversuche.

A = Eichung der Temperatur

B = Temperatur bei Versuchsbeginn

C = Temperatur während einzelner Stauversuche

D = Temperatur bei Versuchsende (ca. 1 Stunde nach Versuchsbeginn).

— = Temperaturkurve

----- = Vergleichskonstruktionslinie zur Eichkurve

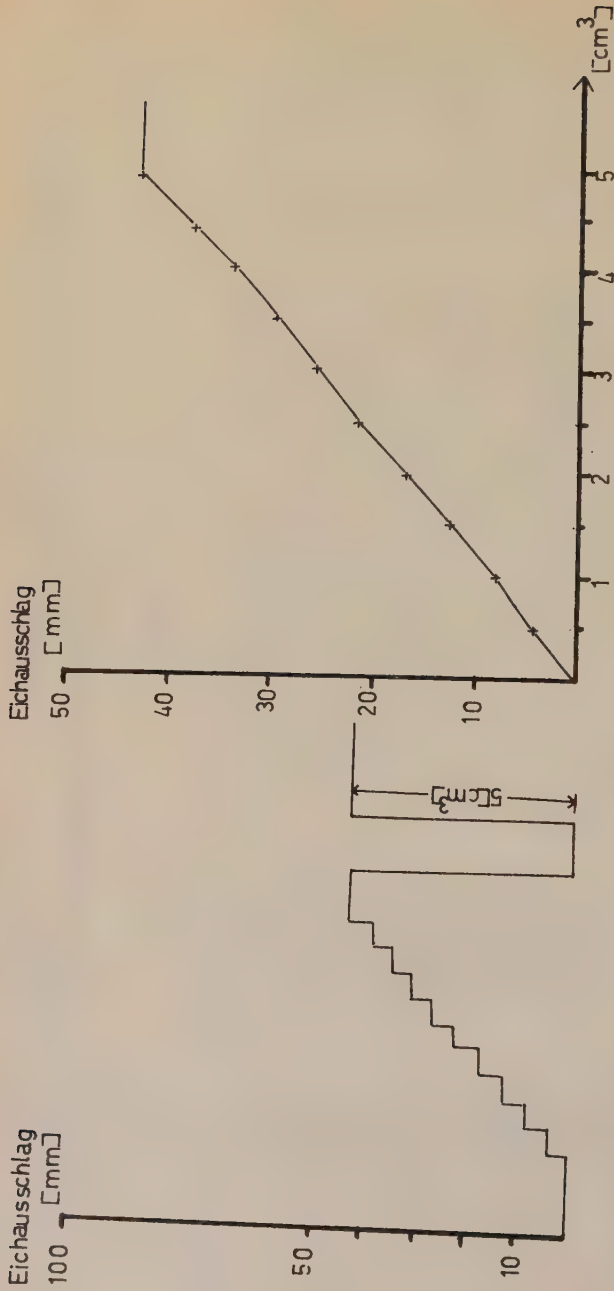


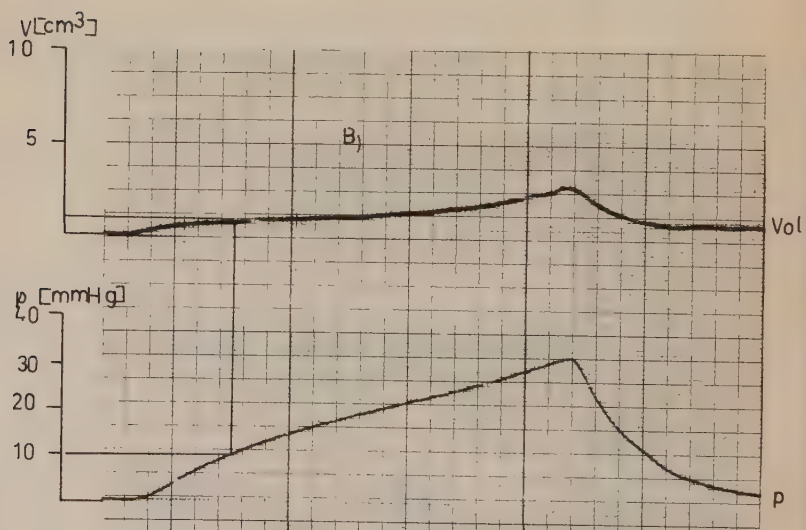
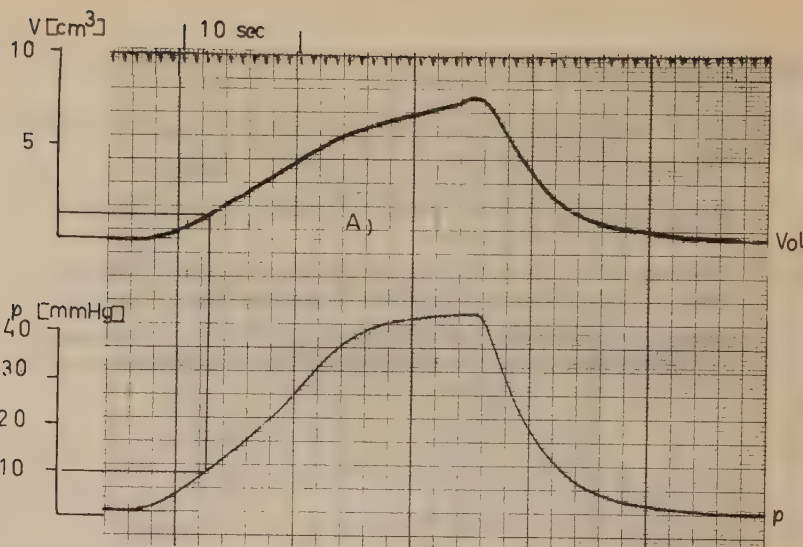
ABBILDUNG 6

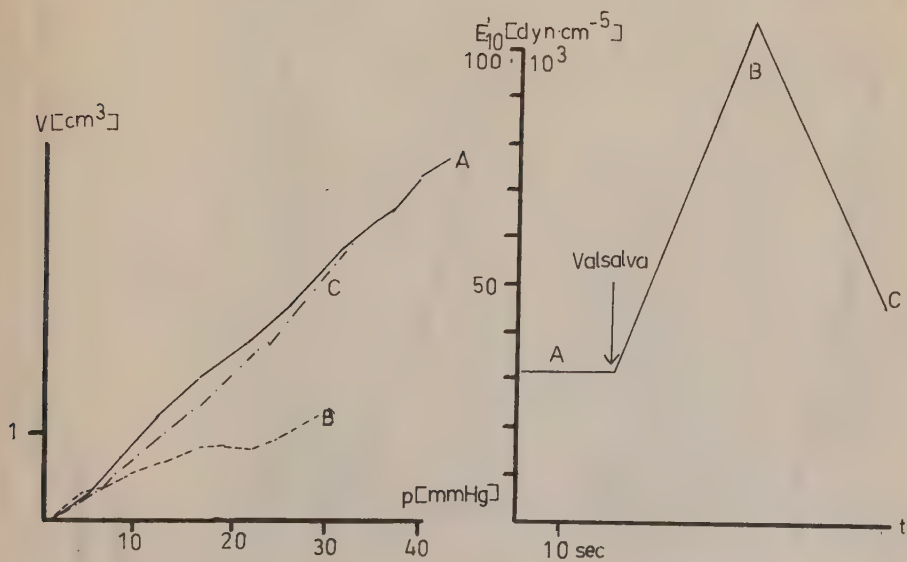
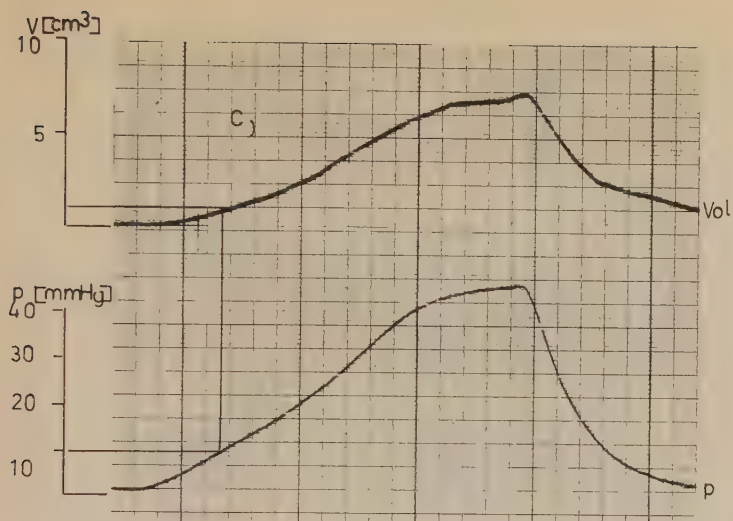
Eichkurve und Diagramm zur Demonstration der Linearität der Volumenschreibung unserer Versuchsanordnung im Bereich von 0 bis 5 ccm.

ILDUNG 7 A, B, C

kurven, Druck-Volumen-Diagramm und Tonusverlauf beim Valsalversuch.

- Staukurve bzw. Druck-Volumen-Diagramm bzw. Wert des aktiven Venentonus in Ruhe
- Staukurve bzw. Druck-Volumen-Diagramm bzw. Wert des aktiven Venentonus während des ValsalvaschenVersuchs.
- Staukurve bzw. Druck-Volumen-Diagramm bzw. Wert des aktiven Venentonus nach Beendigung des Valsalva-Versuchs.





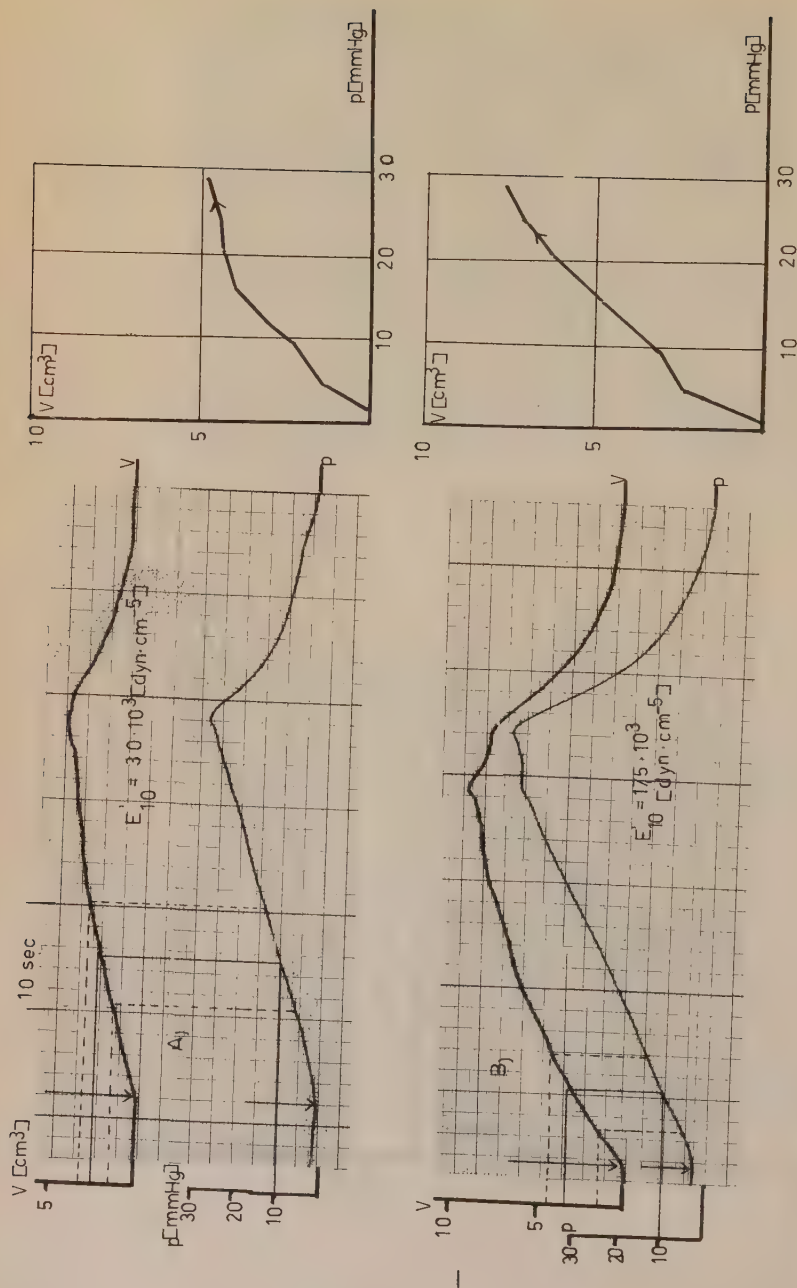
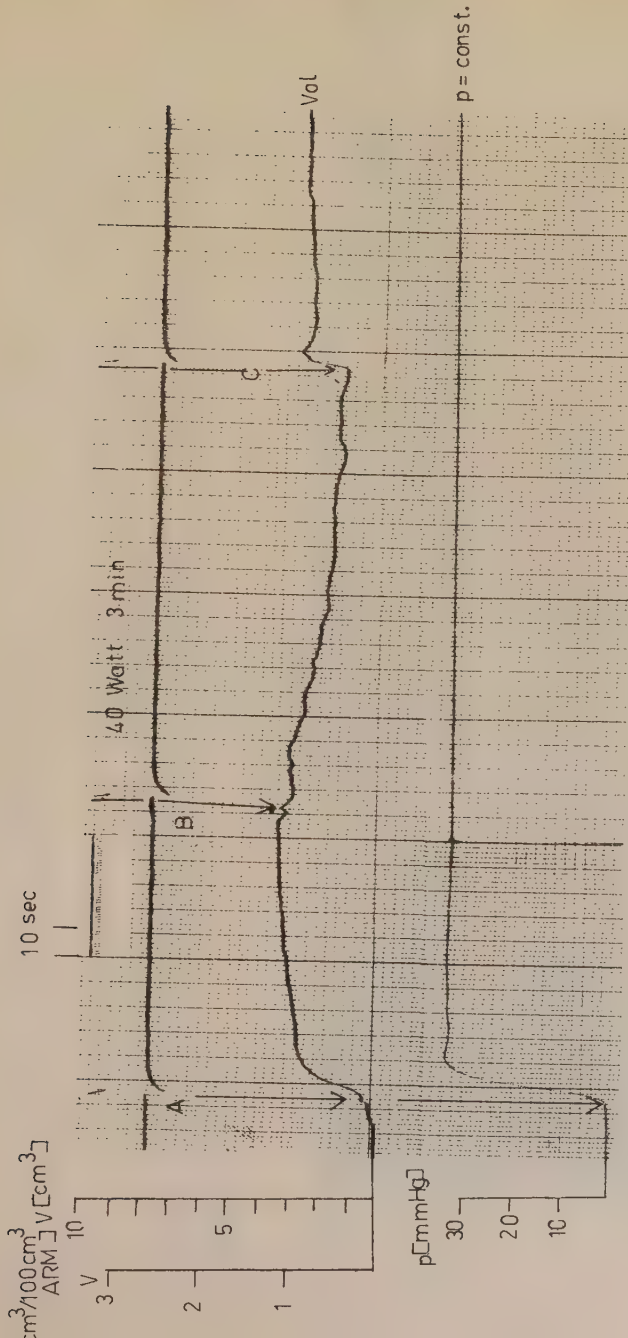


ABBILDUNG 8

Kälte-Wärme-Test

A = Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm bei Kälte-Einwirkung

B = Stauversuch und Druck-Volumen-Diagramm bei Zimmertemperatur



BILDUNG 9

fortlaufende Tonusregistrierung als Volumenänderung bei konstantem Druck.

= Staubein

B = Belastungsbeginn 40 Watt, 3 min

C = Belastungsende

Die Volumenänderung ist als Tonusanstieg anzusehen. Volumenabnahme bedeutet Tonusanstieg.

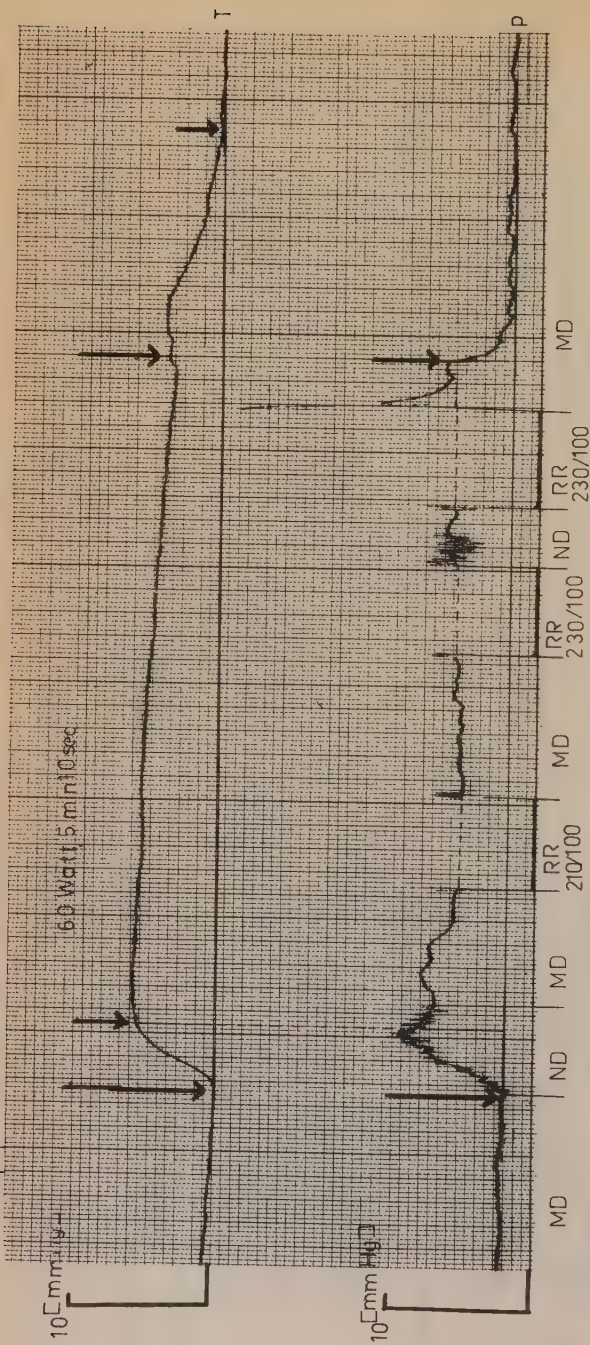


ABBILDUNG 10

Fortlaufende Tonusregistrierung als Druckänderung bei konstantem Volumen. (Verschlussphonographie) eines Herzgesunden.
 Obere Kurve Tonuskurve, untere Kurve Venendruck, gemessen am anderen Arm.

1) = Belastungsbeginn 60 Watt, 5' 10"

2) = Steilhöhe

MD = Mitteldruckschreibung des peripheren Venendrucks

ND = Normaldruckschreibung des peripheren Venendrucks

3) = Belastungsende, Endhöhe

4) = Normalisierungszeit

RR = Blutdruck

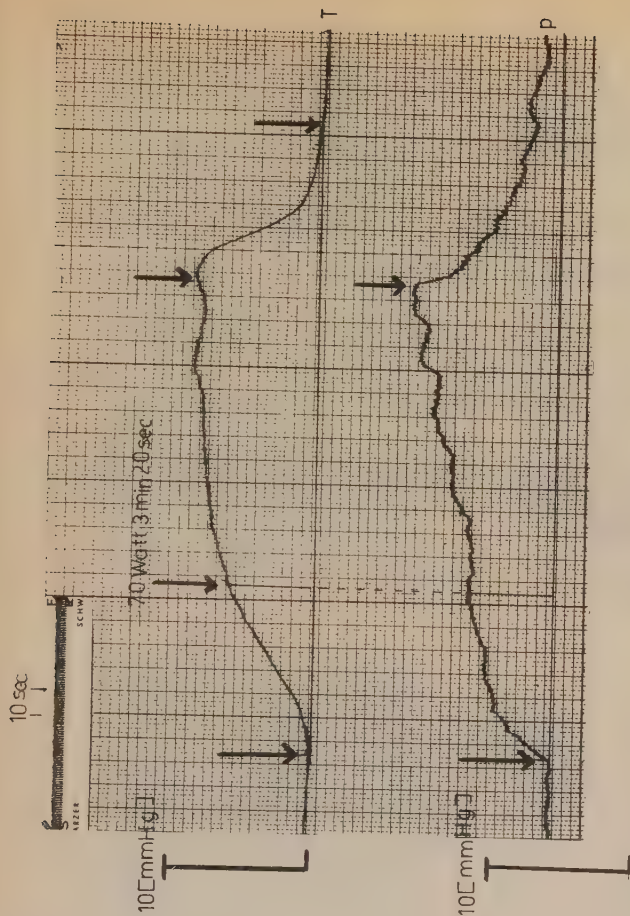


ABBILDUNG 11

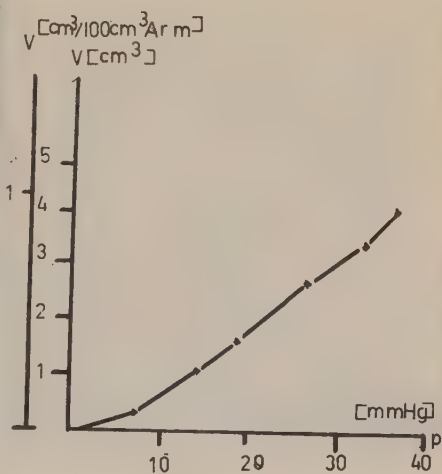
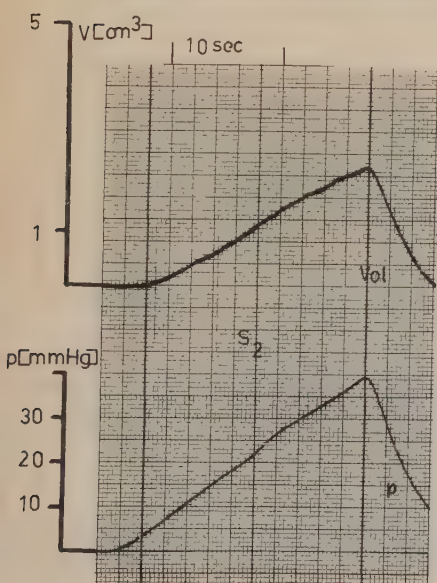
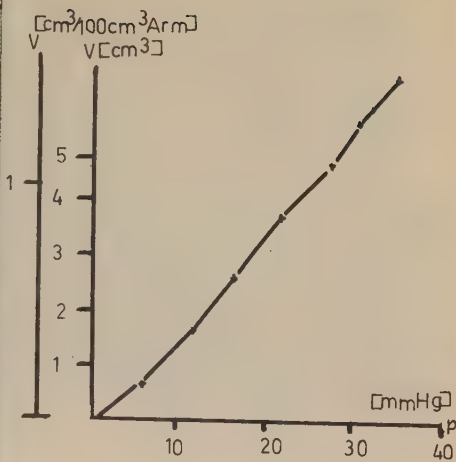
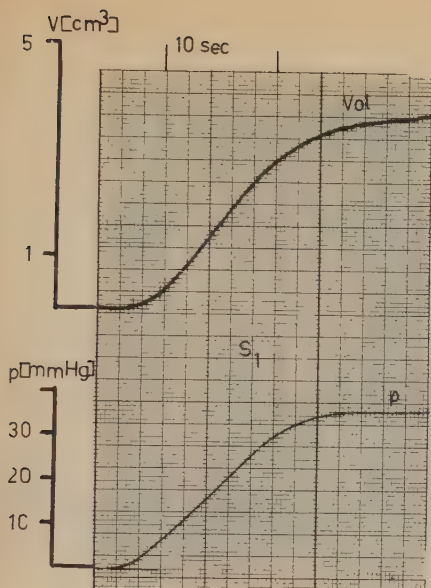
Verschlusstonographie während Belastung bei einem Herzinsuffizienten.

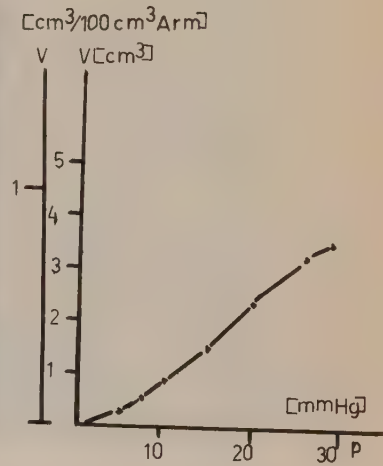
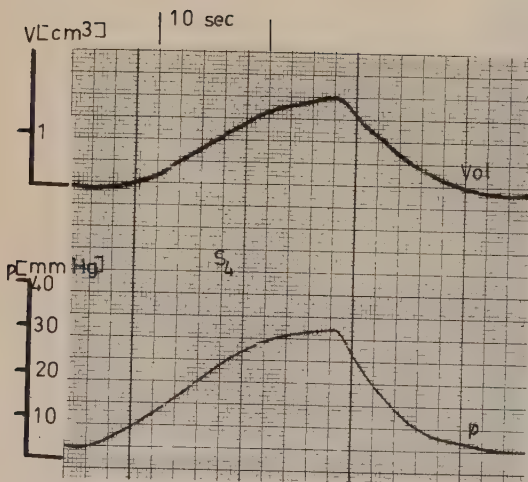
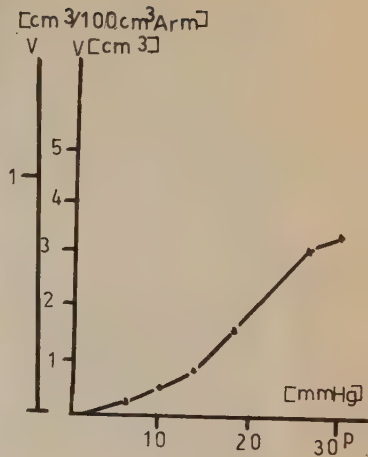
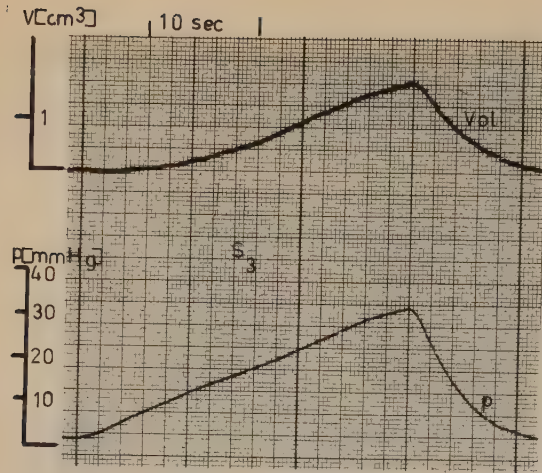
- 1) = Belastungsbeginn
- 2) = Steilhöhe
- 3) = Belastungsende
- 4) = Ende der Normalisierungszeit
- T = aktiver Venentonus
- P = mittlerer Venendruck, gemessen am anderen Arm

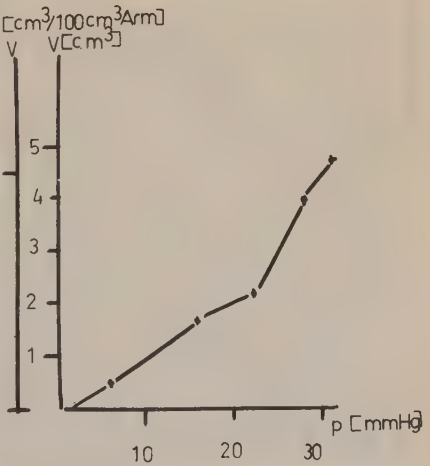
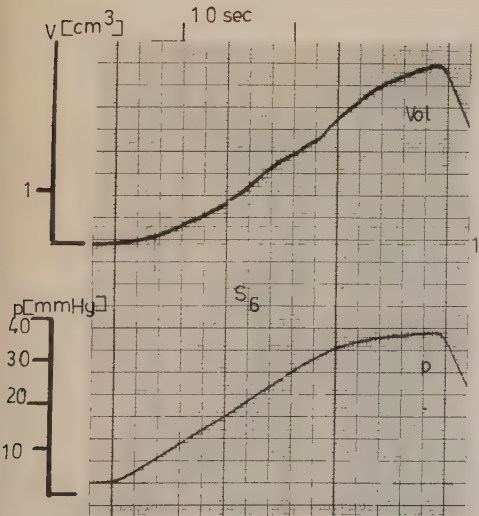
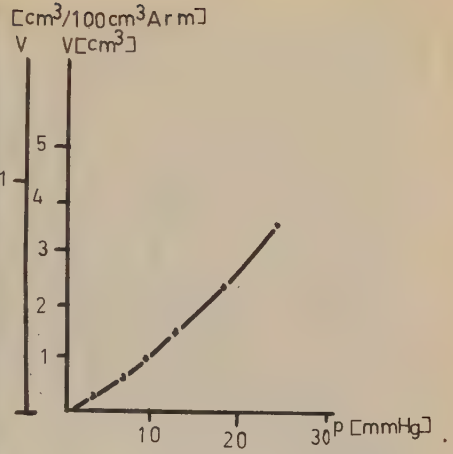
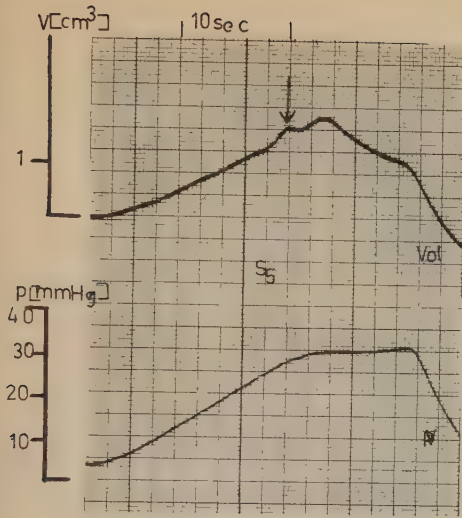
ABBILDUNG 12 $S_1 - S_8$

Tonusverlauf eines Herzgesunden während Ruhe, Belastung und Erholung.

- S_1 ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm in Ruhe
- S_2 ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm ca. 40 sec nach Belastungsbeginn
- S_3 ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm ca. 1 1/2 min nach Belastungsbeginn
- S_4 ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm ca. 3 min nach Belastungsbeginn
- S_5 ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm 4 min nach Belastungsbeginn und bei Belastungsende. Der Pfeil in der Volumenkurve zeigt das Belastungsende an.
- S_6, S_7, S_8 ■ Staukurven und Druck-Volumen-Diagramme während der Erholungsphase.







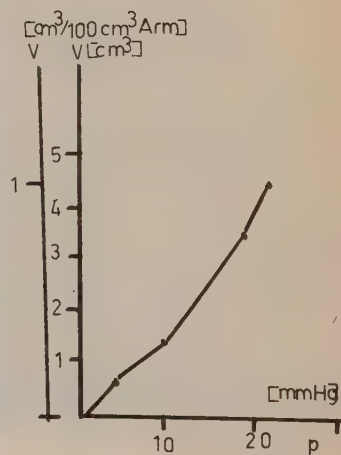
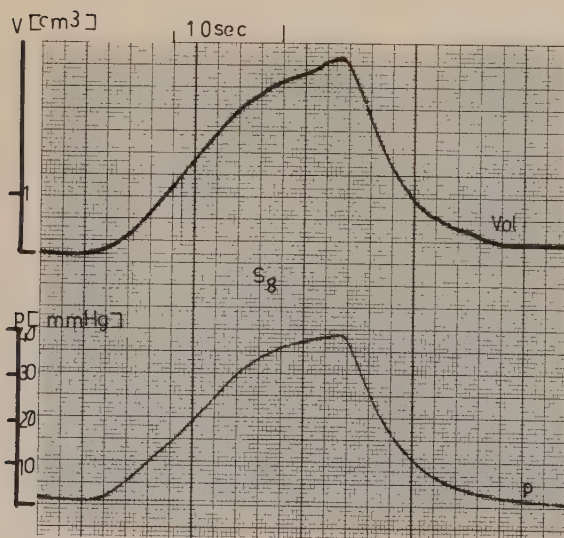
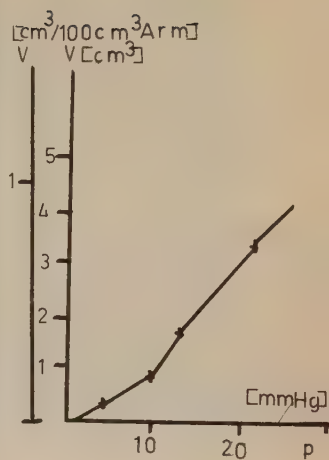
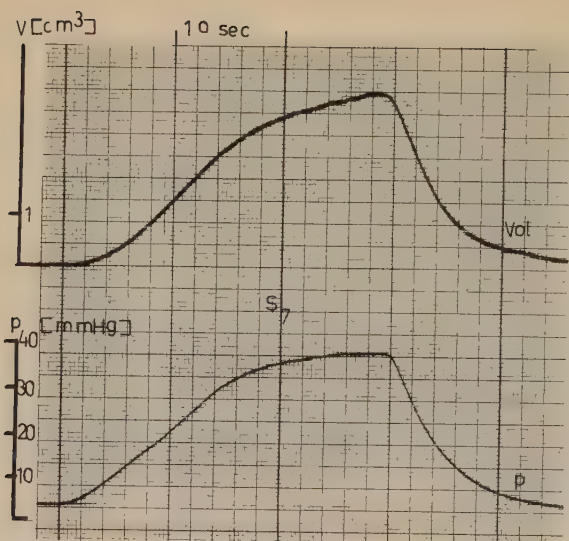


ABBILDUNG 13

Tonusverlauf und mittlere Durchblutung des Patienten der Abbildung 12 (siehe Staukurven der Abb. 12 S_1 bis S_8) während Ruhe, Belastung und Erholung.

— = aktiver Venentonus

- - - = mittlere Durchblutung

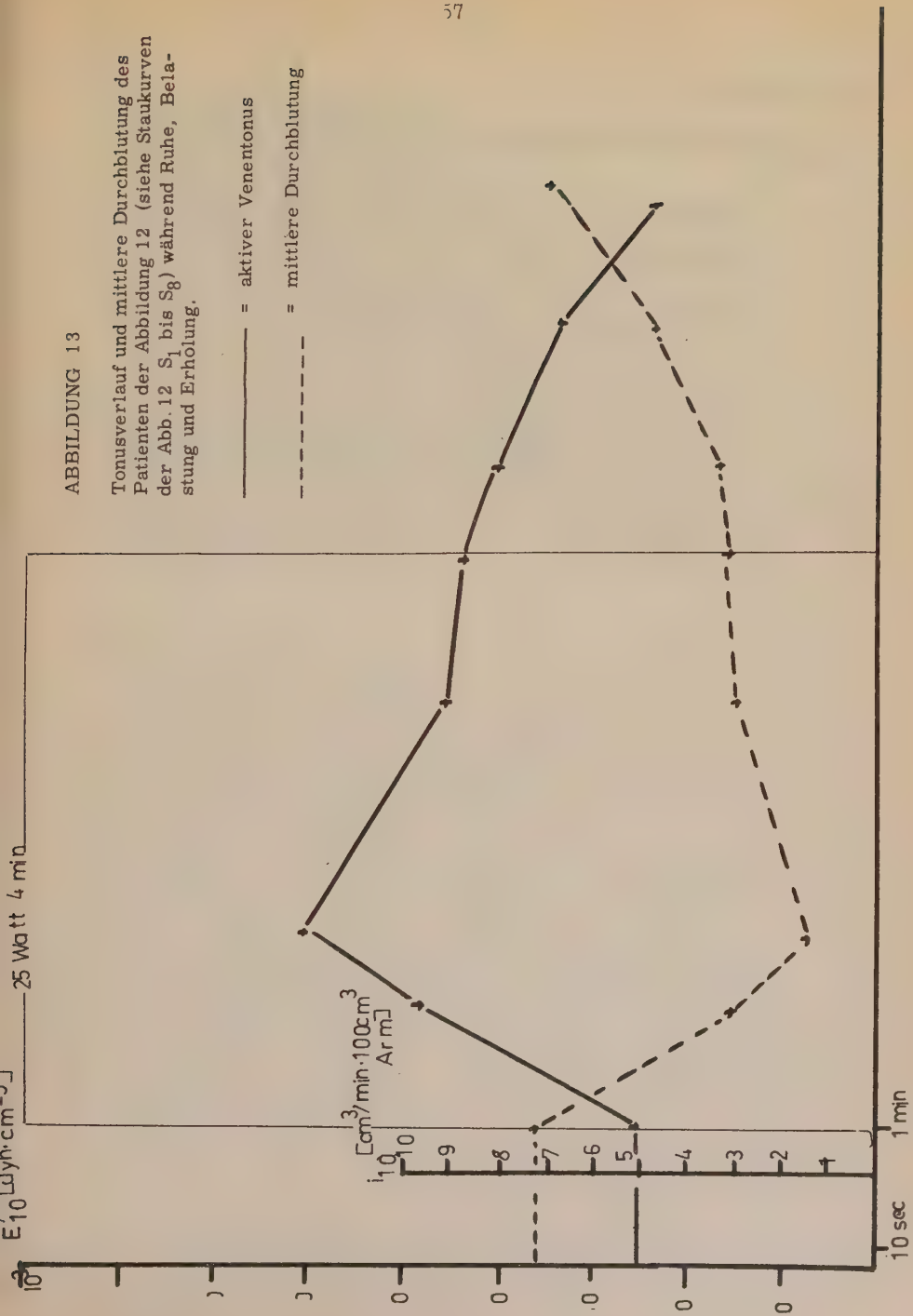
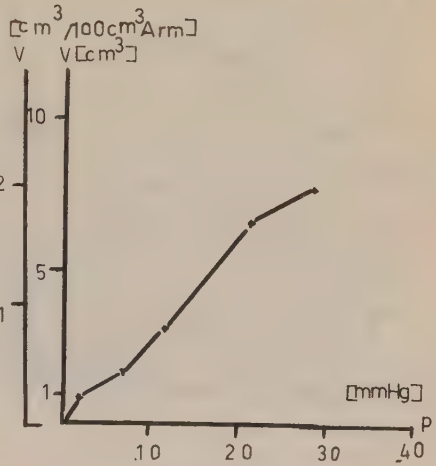
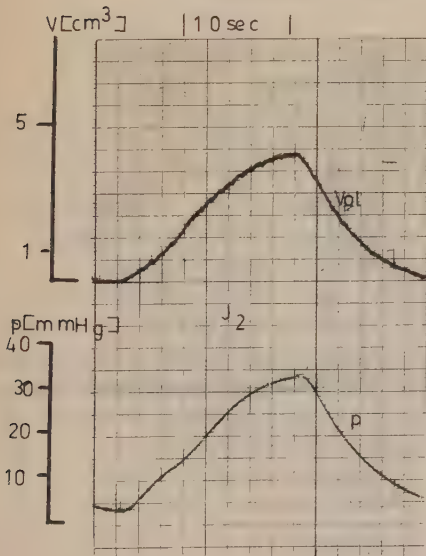
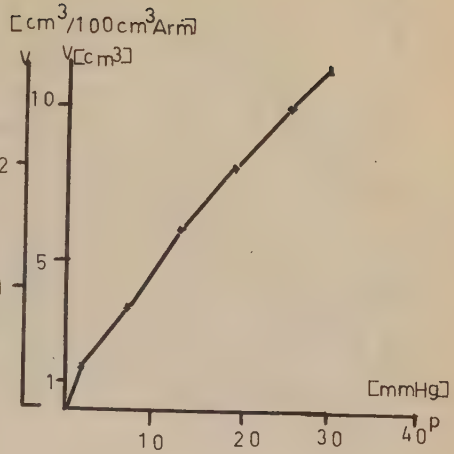
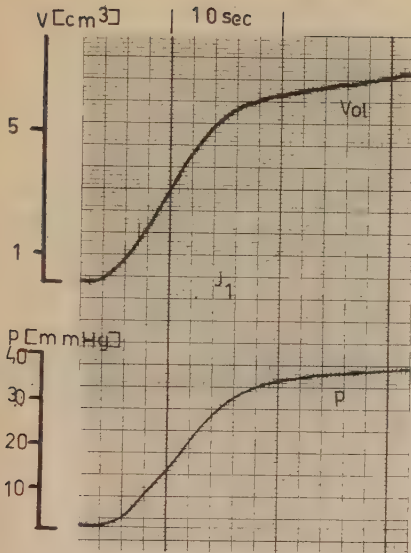
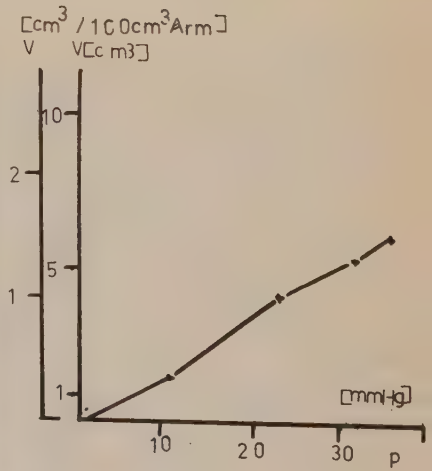
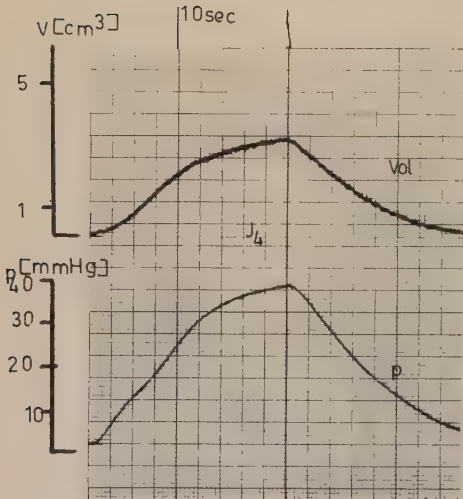
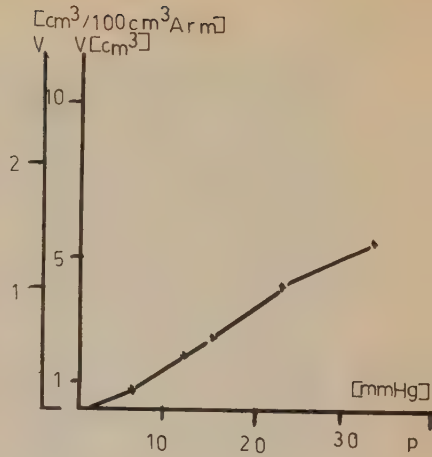
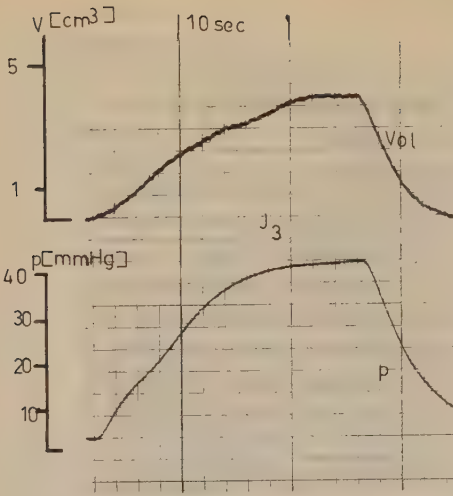


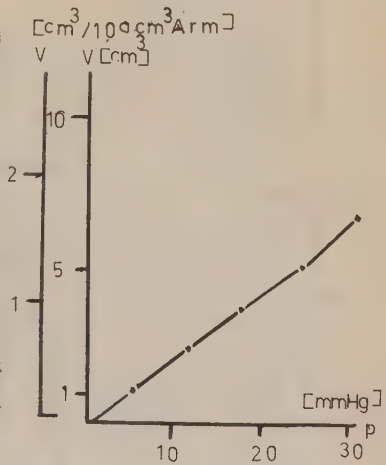
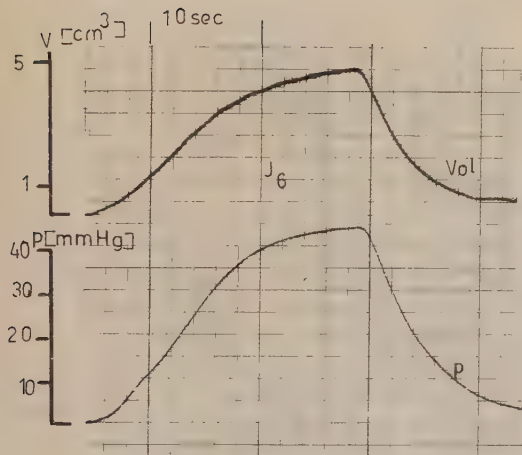
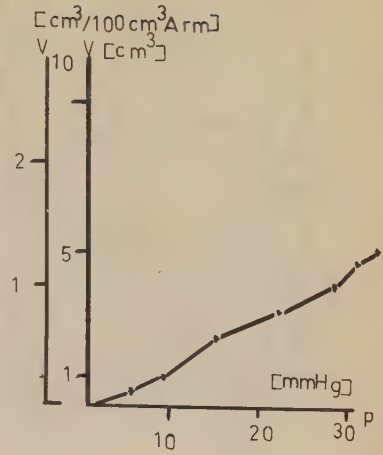
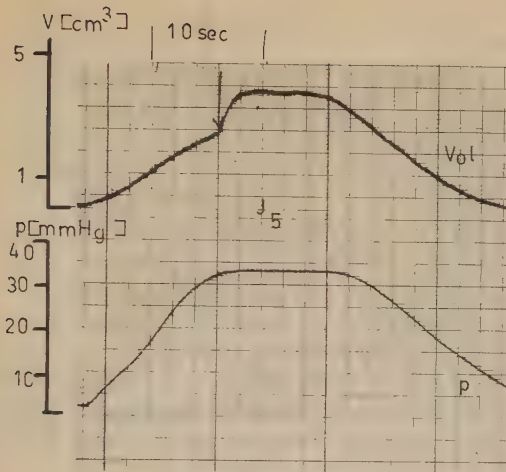
ABBILDUNG 14 J₁ - J₈

Tonusverlauf eines Herzinsuffizienten während Ruhe, Belastung und Erholung.

- J₁ ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm in Ruhe
- J₂ ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm ca. 1 1/2 min
nach Belastungsbeginn
- J₃ ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm ca. 2 1/2 min
nach Belastungsbeginn
- J₄ ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm ca. 3 min
nach Belastungsbeginn
- J₅ ■ Staukurve und Druck-Volumen-Diagramm 4 min nach Be-
lastungsbeginn und bei Belastungsende. Der Pfeil in der
Volumenkurve zeigt das Belastungsende an.
- J₆, J₇, J₈ ■ Staukurven und Druck-Volumen-Diagramme während der
Erholungsphase.







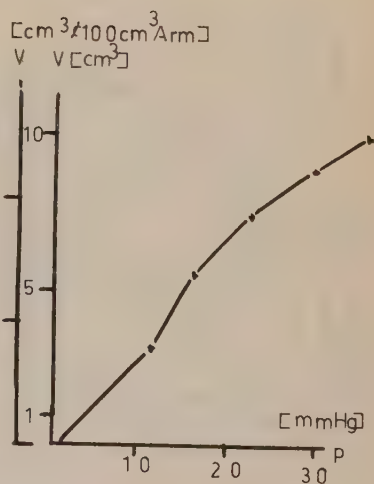
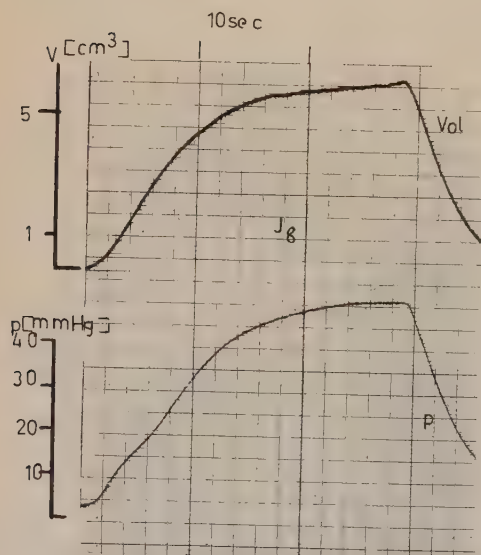
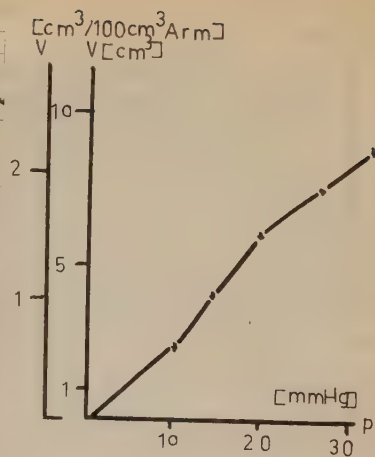
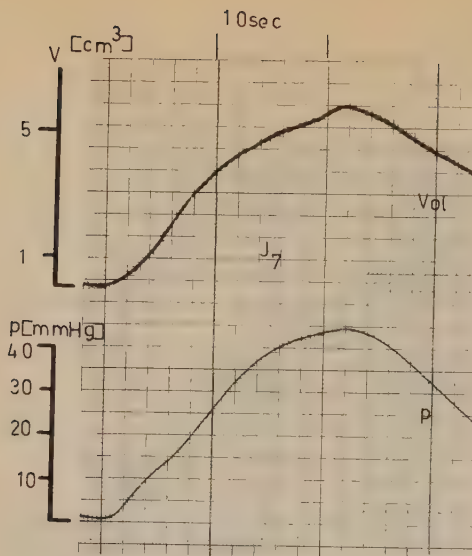


ABBILDUNG 15

Tonusverlauf und mittlere Durchblutung des Patienten der Abbildung 14 (siehe Staukurven der Abb. 14 $J_1 - J_8$) während Ruhe, Belastung und Erholung.

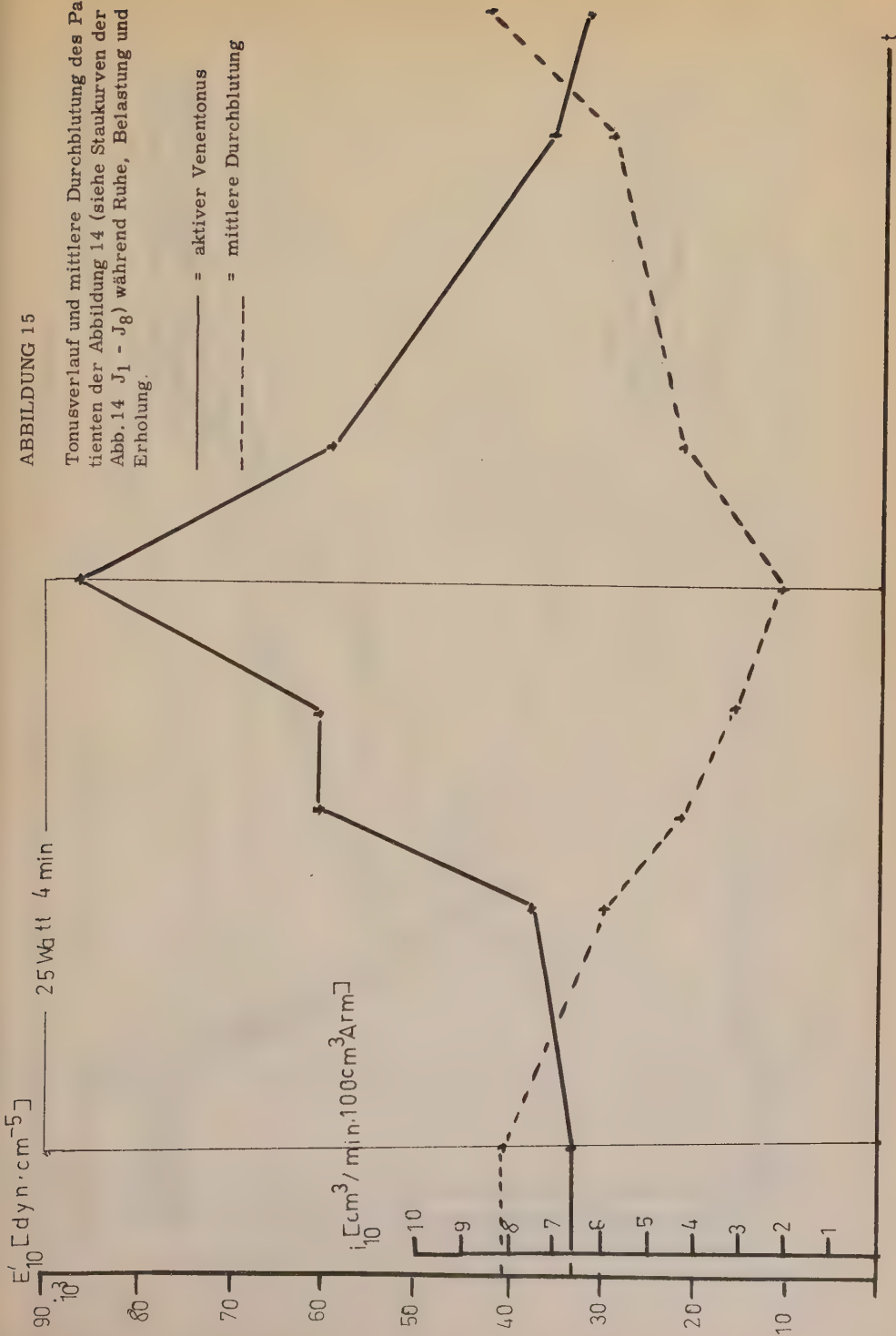


ABBILDUNG 16

Quantitativer Tonusverlauf während
Belastung und Erholung von herzge-
sunden Versuchspersonen (Versuche
mit hochgelagertem Arm).

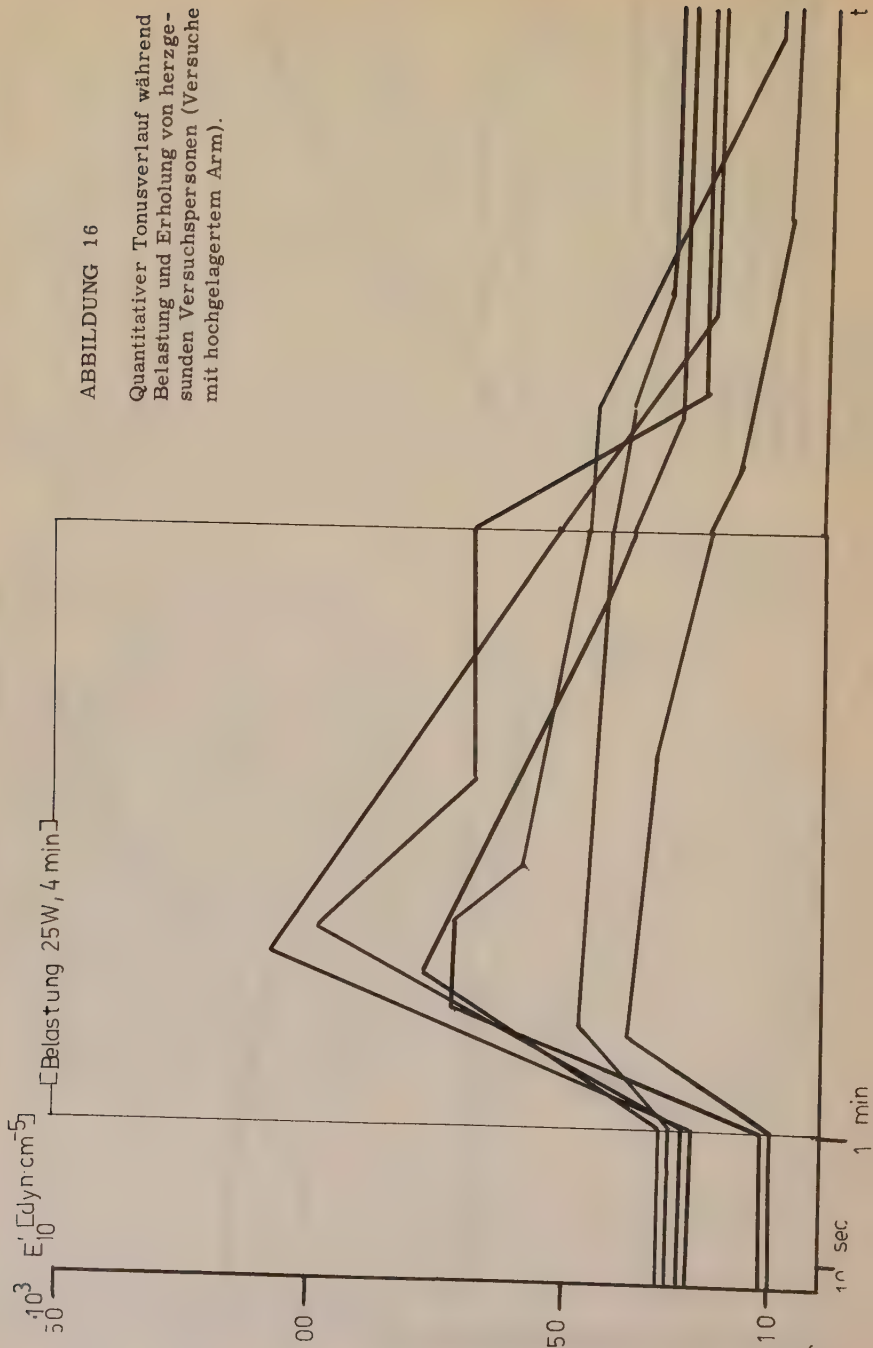


ABBILDUNG 17

Mittlerer quantitativer Tonusverlauf
während Belastung und Erholung der
Einzelkurven von Herzgesunden der
Abbildung 16 (konstruiert aus der
Überlagerung der Einzelkurven).

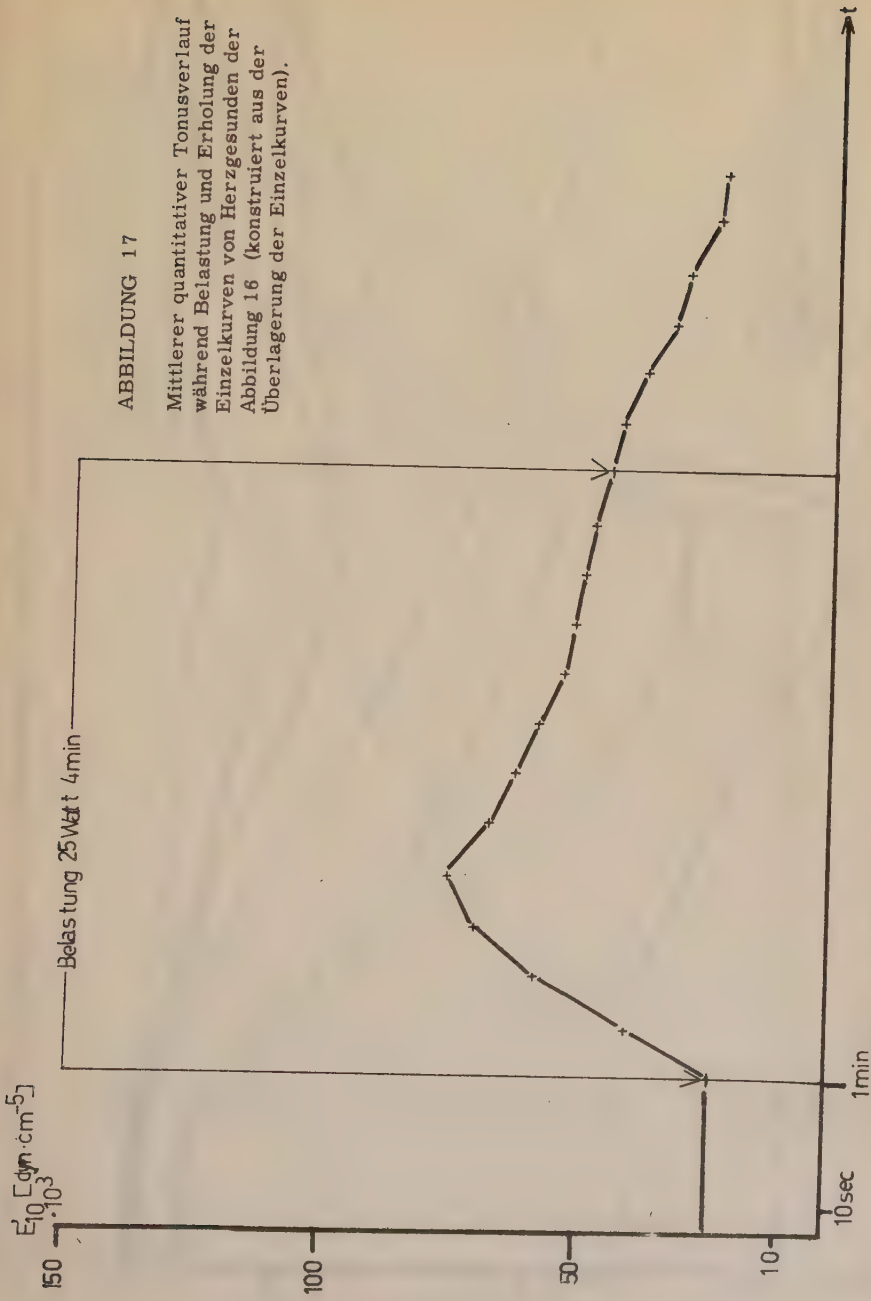
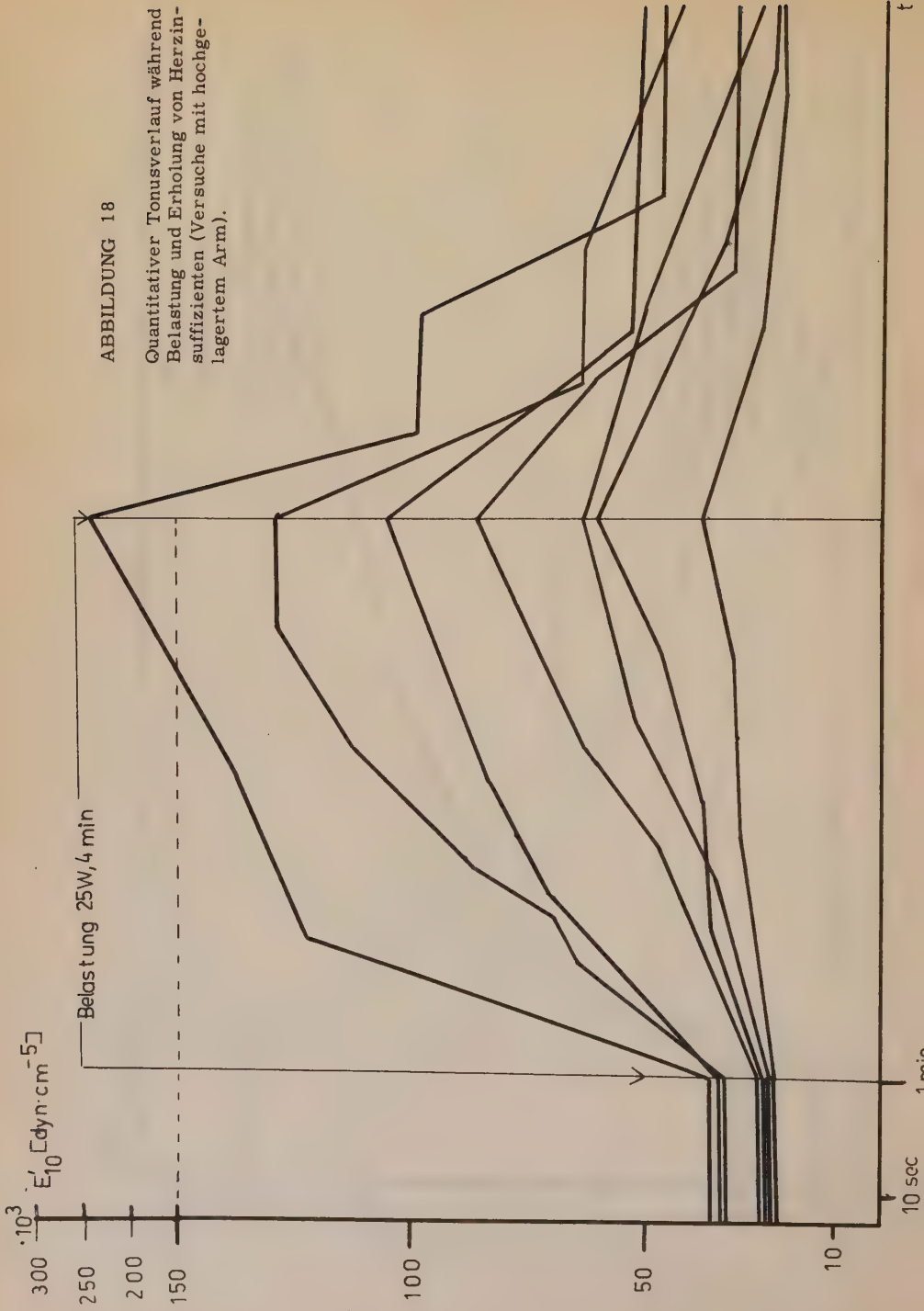
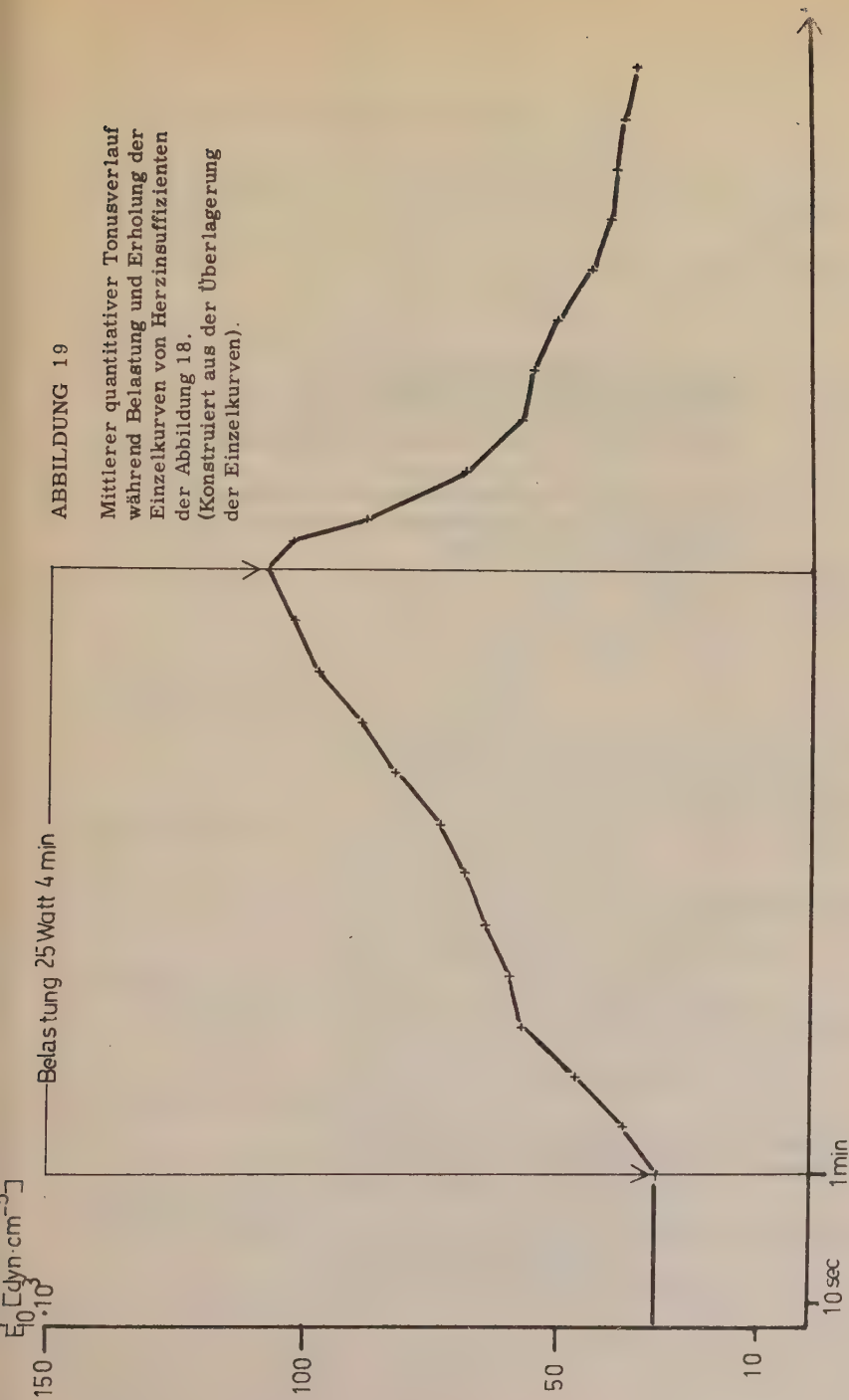


ABBILDUNG 18

Quantitativer Tonusverlauf während Belastung und Erholung von Herzinsuffizienten (Versuche mit hochgelagertem Arm).





Es ist mir ein aufrichtiges Bedürfnis,
Herrn Priv.-Doz. Dr. E. KÖNIG für die Über-
lassung des Themas und die mir zuteil gewor-
dene Förderung meinen Dank auszusprechen.

Herrn Dr. A. LEMP und Herrn Dr. K. L. FROER
danke ich für wertvolle Anregungen und für die
Unterstützung der Arbeit.

L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

- 1) ALEXANDER, R.S.: Venomotor Tone in Hemorrhage and Shock.
Circ. Res. 3, 181, 1955.
- 2) ALEXANDER, R.S.: The participation of the venomotor system in
pressor reflexes.
Circ. Res. 2, 405, 1954.
- 3) BARBEY, K. u. K. BRECHT:
Venentonus, Venenkapazität und ihre Messung.
Med. Welt 15, 727, 1965.
- 4) BARBEY, K. u. P. BARBEY:
Ein neuer Plethysmograph zur Messung der
Extremitätendurchblutung.
Z. f. Kreislaufforschung 52, 1129, 1963.
- 5) BEECHER, H.K.: Adjustment of the flow of tissue fluid in the
presence of localized, sustained high venous
pressure as found with varices of the great
saphenous system during walking.
J. Clin. Invest. 16, 733, 1937.
- 6) BEVEGARD, S. and J. T. SHEPHERD:
Adaptation of resistance and capacitance vessels
of the forearm to leg exercise in man.
Fall meeting of the Amer. Physiol. Soc. 1964.
- 7) BLÖMER, H.: Dehnungsversuche an überlebenden großen Venen.
Z. Biol. 107, 568, 1955.
- 8) BOLLINGER, A.: Bedeutung der Venenverschlußplethysmographie
in der angiologischen Diagnostik.
Schw. Med. Wschr. 41, 1357, 1965.
- 9) BRAUNWALD, E., E. R. KELLY u. F. A. BULLOCK:
The effects of exercise on central blood volume
in man.
J. Clin. Invest. 39, 413, 1960.
- 10) BRECHT, K. u. H. BOUCKE:
Die Infraton-Oscillographie - eine neue Methode
zur Kontrolle der peripheren Durchblutung.
Klin. Wschr. 31, 1051, 1953.
- 11) BURCH, G.E.: Evidence for increased venous tone in chronic
congestive heart failure.
Arch. int. Med. 98, 750, 1956.

- 12) BURCH, G. E.: Rheoplethysmographie studies of digital venous tone and venous activity.
J. of Laborat. and Clin. Med. 55, 342, 1960.
- 13) BURCH, G. E.: A method for measuring venous tone in digital veins of intact man.
Arch. of Int. Med. 94, 724, 1954.
- 14) BURCH, G. E. and M. MURTADHA:
A study of the venomotor tone in a short intact venous segment of the forearm of arm.
Am. Heart J. 51, 807, 1956.
- 15) BURCH, G. E.: The effects of intravenous hexamethonium on venous pressure of normotensive and hypertensive patients with and without congestive heart failure.
Circ. 11, 271, 1955.
- 16) CAPPS, R. B.: A method for measuring tone and reflex constriction of the capillaries, venules and veins of the human hand with the results in normal and diseased states.
J. Clin. Invest. 15, 229, 1936.
- 17) CLARK, J. H.: The elasticity of veins.
Amer. J. Physiol. 105, 418, 1933.
- 18) DELIUS, L., H. FREUND W. GEHLE, I. v. HATTINGBERG, M. SCHLEPPER und E. WITZLEB:
Über peripher-reflektorisch und zentralnervös ausgelöste venomotorische Reaktionen.
Klin. Wschr. 40, 1187, 1962.
- 19) DUGGAN, J. J., V. L. LOVE and R. B. LYONS:
A study of reflex venomotor reactions in man.
Circ. 7, 869, 1953.
- 20) ECKSTEIN, J. W., W. K. HAMILTON and J. M. Mc. CAMMOND:
Pressure-volume-changes in the forearm veins of man during hyperventilation.
J. Clin. Invest. 37, 956, 1958.
- 21) ECKSTEIN, J. W. and W. K. HAMILTON:
The pressure-volume-responses of human forearm veins during epinephrine and norepinephrine infusions.
J. of Clin. Invest 12, 1663, 1957.

- 22) FLEISCH, A.: Venomotorenzentrum und Venenreflexe I, II, III.
Pflügers Arch. 225, 26, 1930
226, 393, 1930
228, 399, 1930.
- 23) FREIS, E. D. and H. W. SCHNAPER:
The effects of a variety of hemodynamic changes
on the rapid and slow components on the circula-
tion in the human forearm.
J. of Clin. Invest. 6, 838, 1958.
- 24) FREUND, H., M. SCHLEPPER und E. WITZLEB:
Über reflektorische Venentonusreaktionen.
Klin. Wschr. 39, 1233, 1961.
- 25) GAUER, O. H.: Kreislauf des Blutes.
Landois-Rosemann, Lehrb. der Physiol.,
München-Berlin.
- 26) GAUER, O. H. und H. L. THRON:
Properties of veins in vivo: integrated effects
of their smooth muscle.
Physiol. Rev. 42, 283, 1962.
- 27) GAUER, O. H. und J. P. HENRY:
Beitrag zur Homöostase des extraarteriellen
Kreislaufs.
Klin. Wschr. 34, 356, 1956.
- 28) GAUER, O. H.: Venomotor tone and blood volume control.
Min. Med. 36, 1954.
- 29) GOETZ, R. H.: Der Fingerplethysmograph als Mittel zur Un-
tersuchung der Regulationsmechanismen in
peripheren Gefäßgebieten.
Pflügers Arch. Physiol. 235, 271, 1935.
- 30) GOLLWITZER-MEIER, K.:
Venensystem und Kreislaufregulierung.
Erg. Physiol. 34, 1154, 1932.
- 31) GOLTZ, F. L.: Über den Tonus der Gefäße und seine Bedeutung
für die Blutbewegung.
Virchows Arch. f. path. Anatomie und Physiol.
f. klin. Med. 29, 3, 1864.
- 32) HINTZE, A. und H. L. THRON:
Das Verhalten der menschlichen Handvenen bei
akuter arterieller Hypoxie.
Pflügers Arch. 274, 227, 1961.

- 33) KENNER, Th.: Grundlagen der pharmakologischen Beeinflussung des Venensystems.
Med. Welt 51, 2720, 1962.
- 34) KÖNIG, E.: Rechtsinsuffizienz und Venendruck.
Dtsch. med. Wschr. 83, 140, 1958.
- 35) KÖNIG, E. und N. ZÖLLNER:
Über das Verhalten des peripheren Venendrucks während und nach körperlicher Arbeit.
Dtsch. Arch. klin. Med. 204, 107, 1957.
- 36) KÖNIG, E. und N. ZÖLLNER:
Veränderungen des Plasmavolumens während und nach körperlicher Arbeit bei Rechtsinsuffizienz.
Verh. dtsh. Ges. f. Kreislauff. 27, 334, 1961.
- 37) KÖNIG, E. Persönliche Mitteilungen.
- 38) LANDIS, E. M., E. BROWN, M. FANTEUX and C. WISE:
Central venous pressure in relation to cardiac "competence", blood volume and exercise.
J. Clin. Invest. 25, 237, 1942.
- 39) LEVY, N. M.: Relative influence of variations in arterial and venous pressures on resistance to flow.
Am. J. Physiol. 192, 164, 1958.
- 40) LEWIS, D. H., M. CARDENAS, H. SANDBERG:
The effect of ganglionic blockade on venous pressure and blood volume: further evidence in favor of increased venomotor tone in congestive heart failure.
Am. Heart J. 57, 897, 1959.
- 41) LINHART, J. und I. PREROVSKY:
Active constriction of the peripheral veins in cardiac failure.
Institute for Cardiovascular Res., Prague-Krc, 1955.
- 42) LITTER, J. and J. E. WOOD:
The venous pressure-volume curve in human leg measured in vivo.
J. Clin. Invest. 33, 953, 1954.

- 43) LUDBROOK, J.: Valvular defect in primary varicos veins.
The Lancet 21, 1279, 1963.
- 44) MASON, D. T. and E. BRAUNWALD:
Venous tone in normal subjects and in patients
in heart failure.
J. Clin. Invest. 43, 532, 1964.
- 45) MERRITT, F. L. and A. M. WEISSLER:
Reflex venomotor alterations during exercise
and hyperventilation.
Am. Fed. Clin. Res. 7, 238, 1959.
- 46) MUTH, H. A. V., P. N. WORMALD, J. M. BISHOP and K. W. DONALD:
Further studies of blood flow in the resting arm
during supine leg exercise.
Clin. Science 17, 603, 1958.
- 47) PABST, K., P. SCHÖLMEIERICH und P. BAUM:
Druck-Volumenbeziehungen bei Patienten mit
Herzinsuffizienz im Niederdrucksystem.
4. Europ. Cardiologenkongreß, Prag, 1964.
- 48) PAGE, E. B., J. B. HICKAM, H. O. SIEKER, H. D. Mc. INTOSH
und W. W. PRYOR: Reflex venomotor activity in normal persons
and in patients with postural hypotension.
Circ. 11, 262, 1955.
- 49) RASHKIND, W. J., D. H. LEWIS, J. B. HENDERSON, D. F. HEIMAN
and R. B. DIETRICK:
Venous return as affected by cardiac output and
total peripheral resistance.
Amer. J. Physiol. 175, 415, 1953.
- 50) ROSS, J. F., Ch. J. FRAHM und E. BRAUNWALD:
Influence of carotid baroreceptors.
Circ. Res. 9, 75, 1961.
- 51) SCHAEFER, H.: Elektrophysiologie des Herzens.
Erg. Physiol. 46, 71, 1950.
- 52) SCHEPPOKAT, K. D., H. L. THRON u. O. H. GAUER:
Quantitative Untersuchungen über Elastizität
und Kontraktilität peripherer menschlicher Ge-
fäße in vivo.
Pflügers Arch. Physiol. 266, 130, 1958.
- 53) SHARPEY-SCHAFER, E. P.:
Venous tone.
Brit. Med. J. 16, 1589, 1961.

- 54) SHARPEY-SCHAFFER, E. P. and J. GINSBURG:
Humoral agents and venous tone.
The Lancet 29, 1337, 1962.
- 55) THRON, H. L., K. D. SCHEPPOKAT, A. HEYDEN und O. H. GAUER:
Das Verhalten der kapazitiven und der Widerstandsgefäße der menschlichen Hand in Abhängigkeit von thermischen Einflüssen.
Pflügers Arch. Physiol. 266, 150, 1958.
- 56) THRON, H. L.:
Die Physiologie des Niederdrucksystems im Kreislauf.
Dtsch. med. Wschr. 83, 1135, 1958.
- 57) WITZLEB, E., H. FREUND und M. SCHLEPPER:
Über die Verschlusstonographie, ein Verfahren zur Registrierung venomotorischer Reaktionen.
Z. f. Kreislaufforschung 50, 975, 1961.
- 58) WOOD, J. E.:
The mechanism of the increased venous pressure with exercise in congestive heart failure.
J. Clin. Invest. 11, 2020, 1962.
- 59) WOOD, J. E. and J. W. ECKSTEIN:
A tandem forearm plethysmograph for study of acute responses of the peripheral veins of man; the effect of environmental and local temperature change, and the effect of pooling blood in the extremities.
J. Clin. Invest. 37, 41, 1958.
- 60) WOOD, J. E., J. LITTER and R. WILKINS:
Peripheral venoconstriction in human congestive heart failure.
Circ. 13, 524, 1956.

LEBENS LAUF

Am 3. Mai 1941 wurde ich, Kurt Nachreiner, in Neumarkt/Opf. geboren als Sohn des Prokuristen Hans Nachreiner und dessen Ehefrau Hertha, geb. Walser. Seit 15. Mai 1941 wohne ich in München. Vom Herbst 1947 bis Juli 1951 besuchte ich die Pestalozzi-Volksschule in München, anschließend trat ich in die Gisela-Oberrealschule ein, an der ich mich im Juni 1961 der Reifeprüfung unterzog. Im November 1961 begann ich an der Ludwig-Maximilians-Universität München mit dem Studium der Medizin. Im Sommer 1962 bestand ich die naturwissenschaftliche Vorprüfung, im Frühjahr 1964 das Physikum. Nach weiteren sechs Semestern Studium in München legte ich von März bis Juni 1967 die ärztliche Prüfung ab.

Mit der Anfertigung vorliegender Dissertation war ich vom Herbst 1964 bis August 1966 beschäftigt.

